

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ**  
**SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**LUCIANA MEDEIROS MARCIANO**

**EFEITO DE DOIS PROTOCOLOS DE TREINAMENTO DE FORÇA  
MUSCULAR SOBRE FUNCIONALIDADE DE IDOSOS ASSOCIADA AO  
RISCO DE QUEDA**

**CURITIBA**  
**2010**

**LUCIANA MEDEIROS MARCIANO**

**EFEITO DE DOIS PROTOCOLOS DE TREINAMENTO DE FORÇA  
MUSCULAR SOBRE FUNCIONALIDADE DE IDOSOS ASSOCIADA AO  
RISCO DE QUEDA**

**Dissertação apresentada como  
requisito parcial para a  
obtenção do Título de Mestre  
em Educação Física do  
Programa de Pós-Graduação  
em Educação Física, do Setor  
de Ciências Biológicas da  
Universidade Federal do  
Paraná.**

**Orientador: Prof. Dr. André Félix Rodacki**

**LUCIANA MEDEIROS MARCIANO**

**EFEITO DE DOIS PROTOCOLOS DE TREINAMENTO DE FORÇA  
MUSCULAR SOBRE FUNCIONALIDADE DE IDOSOS  
ASSOCIADA AO RISCO DE QUEDA**

**2010**



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Departamento de Educação Física



# **TERMO DE APROVAÇÃO**

**LUCIANA MEDEIROS MARCIANO**

## **“Efeito de Dois Protocolos de Treinamento de Força Muscular Sobre Funcionalidade de Idosos Associada ao Risco de Queda”**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Atividade Física e Saúde, do Departamento de Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:

Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki (Orientador)  
Departamento de Educação Física / UFPR

Professor Dr. Carlos Ugrinowitsch

Professora Dra. Anna Raquel Silveira Gomes

Curitiba, 26 de Março de 2010

[www.edf.ufpr.br](http://www.edf.ufpr.br)

Campus Jardim Botânico—CEP: 80.215-370 – Curitiba/PR  
Telefone: (41) 3362-8745 Fax (41) 3360-4336  
email: [mestrado\\_edf@ufpr.br](mailto:mestrado_edf@ufpr.br) [danieldias@ufpr.br](mailto:danieldias@ufpr.br)

A minha família que me incentivou a começar os estudos. Ao meu marido que me forneceu suporte para persistir neles. Aos meus amigos, pois os vendo loucos e santos, bobos e sérios, crianças e velhos fazem-me lembrar que a “normalidade” é uma ilusão estéril.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus pais, pela confusão biológica e intelectual que me impeliram a construir o futuro incessantemente. À minha família, por toda paciência e amor investidos em mim ao longo da minha existência e pelo apoio em todas as estradas que elegi.

Ao meu marido e cúmplice, Mario Marciano Neto, por seu amor, compreensão e apoio logístico. Espero que você possa me desculpar por te coagir a conviver com o melhor e o pior das pesquisas, até mesmo durante as viagens. Obrigada pelo apoio incondicional aos meus sonhos mais malucos, ainda que discorde deles. Conto com você para o doutorado.

Ao meu orientador, André Rodacki, pela orientação em cada passo e pelo tempo de sua vida investido na ciência. Por sua mente brilhante que ilumina nossos passos e nos inspira a persistir. Pela disponibilidade em nos fazer compreender que estatisticamente dez e vinte podem ter o mesmo significado. Pela paciência e impaciência que nos impele a continuar nos momentos mais difíceis. Apenas a quatro mãos foi possível a realização deste trabalho. Por isso e muito mais, muito obrigada!

Aos nossos queridos voluntários idosos, pelo tempo dedicado a este projeto, pela confiança em nossa equipe e, principalmente, por reafirmarem minha crença na importância dos exercícios e na teoria de que envelhecimento e musculação podem realizar milagres na qualidade de vida.

Aos meus companheiros de mestrado Paulo Bento, Suelen Góes, Luiz Pessoa, André Albuquerque, Ricardo Martins, Priscila Franco, Gustavo Resende, Eduardo Galina pelo conhecimento compartilhado, pelo auxílio, sugestões e brincadeiras que ajudaram a tornar esta jornada menos pesada.

A todos os professores e alunos e envolvidos nos cuidados com os idosos, especialmente a Renata Czajka, João Carlos, Júlia Veronesi, Elaine Cebolla, Rana Custodio e Daniel Bahia. Obrigada, sem a disposição dessa grande equipe não seria possível concluir as infindáveis avaliações e análises.

## SUMÁRIO

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE QUADROS

### LISTA DE TABELAS

### RESUMO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	13
1.1 Justificativa	13
1.2 Objetivo	17
1.2.1 Objetivos Específicos	17
1.3 Hipóteses	17
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b>	19
2.1 EPIDEMIOLOGIA	19
2.1.1 Envelhecimento da População	19
2.1.2 Determinantes demográficos do envelhecimento da população brasileira	20
2.1.3 Custos em saúde pública com envelhecimento	21
2.2 FUNCIONALIDADE	22
2.2.1 Funcionalidade e Envelhecimento	23
2.2.2 Epidemiologia	24
2.2.3 Avaliação Funcional	27
2.2.3.1-Teste de 6 minutos de caminhada (TC6)	28
2.2.3.2 - Teste de 30s de sentar e levantar da cadeira	29
2.2.3.3 – Teste Foot Up & Go Test (FUG)	30
2.2.3.4 – Teste de Sentar e Alcançar (SRT) - Banco de <i>Wells</i>	31
2.2.3.5 – Teste <i>Berg Balance Scale</i> (TBBS)	33
2.3. A MARCHA HUMANA	36
2.3.1 Ciclo da marcha	37
2.3.2 O Centro de Massa na marcha	41
2.3.3 Ações musculares na marcha	42
2.4 MARCHA EM IDOSOS - DESLOCAMENTO HORIZONTAL	45

2.4.1 O Padrão Muscular e Cinemático do Idoso Durante o Ciclo da Marcha	46
2.4.2 A força muscular e o processo do envelhecimento	48
2.4.3 Interação entre força muscular, marcha no idoso no deslocamento horizontal e quedas	49
2.4 O IDOSO NO DESLOCAMENTO EM ESCADA	51
2.4.1- O Ciclo da Descida em Escada	53
2.4.2-Ações Articulares e Musculares no Deslocamento Descendente em Escada	54
2.4.2.1 – Durante a Descida do Degrau 3 até Degrau 1	54
2.4.2.2 – Durante a Descida do Degrau 2 para o Chão	55
2.4.3 - O Centro de Massa no Deslocamento Descendente em Escada	57
2.5 - QUEDAS	58
2.5.1 Prevalência	59
2.5.2 Fatores de risco para quedas	60
2.5.3 Fatores de risco intrínsecos	61
2.5.4- Fatores de risco extrínsecos	63
2.5.5- Conseqüências	64
2.5.6 - Custos públicos	65
2.5.7- Prevenção das Quedas	66
2.6- FORÇA MUSCULAR EM IDOSOS	71
2.6.1 A força muscular e o processo de envelhecimento	71
2.6.2 Alterações na marcha decorrentes da redução de força muscular nos idosos	72
2.6.3 Benefícios do treinamento de força muscular em idosos	74
<b>3 MÉTODOS</b>	77
3.1 Critérios de exclusão	77
3.2 Procedimentos	77
3.2.1 Avaliações	80
3.2.1.1-Determinações da força muscular isométrica e outras medidas de desempenho muscular de membros inferiores	80



3.2.1.2 Avaliações funcionais	85
3.2.1.3 – Avaliações cinemáticas	87
3.2.1.3.1- Preparação dos Participantes	87
3.2.1.3.2- Área de Coleta de Dados	88
3.2.1.3.3- Coleta de dados	88
3.2.1.3.4- Processamento e tratamento dos dados na marcha	89
3.2.1.3.5- Processamento e tratamento dos dados na descida da escada	91
3.3 – Intervenção	94
3.3.1 – Teste da carga máxima (1RM)	95
3.3.2 – Intensidade e evolução das cargas de treinamento	98
3.4- ANÁLISE DOS DADOS	98
<b>4. RESULTADOS</b>	99
4.1 - FORÇA MUSCULAR	99
4.1.1- Cargas de Treinamento e Teste de 1 RM	99
4.1.2- Teste de Contração Voluntária Isométrica Máxima (MIVC)	100
4.2- AVALIAÇÕES FUNCIONAIS	103
4.2.1- Teste de Caminhada de Seis Minutos (TC6)	103
4.2.2- Teste de Sentar e Levantar da Cadeira em 30s	104
4.2.3 –Flexibilidade – Sentar e Alcançar no Banco de Wells	105
4.2.4 – Teste de Equilíbrio – Berg Balance Scale	105
4.2.5 – Teste de Agilidade e Equilíbrio Dinâmico – Teste <i>Foot Up and Go</i>	106
4.3 VARIÁVEIS TEMPORAIS DA MARCHA	107
4.4 – VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA MARCHA	108
4.5 – VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES DA MARCHA	110
4.6 VARIÁVEIS TEMPORAIS DA DESCIDA EM ESCADA	115
4.7 – VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA DESCIDA EM ESCADA	116
4.8 – VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES NA DESCIDA DA ESCADA	118
<b>5- DISCUSSÃO</b>	125
5.1 - FORÇA MUSCULAR	126

5.2 – FUNCIONALIDADE DOS IDOSOS	129
5.2.1- PERCURSO EM SEIS MINUTOS – TC6	139
5.2.2 - Avaliação Funcional da Força e Torque de Membros Inferiores – Teste de Sentar e Levantar da Cadeira	131
5.2.3 – Avaliação Funcional da Agilidade e Equilíbrio Dinâmico - Teste <i>Foot Up and Go</i>	133
5.2.4 – Avaliação da Flexibilidade dos músculos ísquio-tibiais e lombares – Teste de Sentar e Alcançar	136
5.2.5 – Avaliação Funcional do Equilíbrio – Teste <i>Berg Balance Scale</i>	138
5.3 – CINEMÁTICA DA MARCHA	139
5.3.1 - Variáveis Espaciais Lineares e Temporais na Marcha	139
5.3.2 - Variáveis Espaciais Angulares na Marcha	144
5.3.3 - Centro de Massa na Marcha	147
5.4 – CINEMÁTICA DA ESCADA DESCENDENTE	148
5.4.1 - Variáveis Espaciais Angulares na Descida da Escada	150
5.4.2 - Variáveis Espaciais Lineares e Temporais na Descida da Escada	153
5.5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS E LIMITAÇÕES DO ESTUDO	156
<b>6- CONCLUSÕES</b>	160
<b>REFERÊNCIAS</b>	161
<b>APÊNDICE</b>	204
<b>ANEXO I</b>	206
<b>ANEXO II</b>	214

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Ilustração referente ao passo	37
FIGURA 2	Ciclos da marcha	37
FIGURA 3	Fases temporais do ciclo normalizado de 0-100% na descida em escada	53
FIGURA 4	Representação da escada com três degraus como a utilizada no presente estudo	54
FIGURA 5	Estratégia do tornozelo, quadril e passo	60
FIGURA 6	Procedimentos de recrutamento e seleção dos participantes	80
FIGURA 7	Desenho esquemático do estudo	81
FIGURA 8	Exemplo de curva aceita para avaliação do desempenho muscular	83
FIGURA 9	Posturas adotadas pelos participantes para realização dos testes MIVC	84
FIGURA 10	Modelo biomecânico utilizado na análise da marcha dos idosos. Determinação dos pontos anatômicos para colocação dos marcadores reflexivos	89
FIGURA 11	Área de coleta de dados	90
FIGURA 12	Definição do ciclo normalizado na escada descendente (0-100%)	93
FIGURA 13	Desempenho do teste de 1 RM nos exercícios de força antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos GI (painel A) e GII (painel B).	101
FIGURA 14	Desempenho no teste de Caminhada de Seis Minutos antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e controle (GC).	106
FIGURA 17	Desempenho no teste de Sentar e Levantar da Cadeira em 30s antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.	106
FIGURA 15	Desempenho do teste de 1 RM nos exercícios de força antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos GI (painel superior) e GII (painel inferior).	106
FIGURA 16	Desempenho no teste de Flexibilidade no Banco de Wells antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.	107
FIGURA 17	Desempenho no teste de Equilíbrio de Berg antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.	108

FIGURA 18	Tempo para realização do teste <i>Foot Up and Go</i> antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.	
FIGURA 19	Deslocamento angular da pelve nos planos sagital (superior), transverso (meio) e frontal (inferior) (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.	113
FIGURA 20	Deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.	115
FIGURA 21	Deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.	121
FIGURA 22	Perfis da velocidade angular do quadril antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.	125

## **LISTA DE QUADROS**

QUADRO 1	PREVALÊNCIA DE INCAPACIDADE FUNCIONAL EM IDOSOS; DADOS DE 1998 E 2003	25
QUADRO 2	DIVISÃO E FUNÇÃO DAS FASES DA MARCHA	39

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA	78
TABELA 2	CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA (MIVC)	84
TABELA 3	TORQUE OU PICO DE TORQUE	84
TABELA 4	TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE	84
TABELA 5	VARIÁVEIS FUNCIONAIS	86
TABELA 6	VARIÁVEIS TEMPORAIS MARCHA	89
TABELA 7	VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES MARCHA	90
TABELA 8	VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES MARCHA	90
TABELA 9	VARIÁVEIS TEMPORAIS DA ESCADA	91
TABELA 10	VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA ESCADA	92
TABELA 11	VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES ESCADA	93
TABELA 12	VARIÁVEIS DO TESTE DE CARGA MÁXIMA (1RM) - REALIZADAS PELO GRUPO GI	96
TABELA 13	VARIÁVEIS DO TESTE DE CARGA MÁXIMA (1RM) - REALIZADAS PELO GRUPO GII	97
TABELA 14	MIVC (MÉDIA $\pm$ DESVIO PADRÃO), ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO DOS GRUPOS GI, GII E GC.	101
TABELA 15	PICO DE TORQUE (MÉDIA $\pm$ DESVIO PADRÃO), ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO DOS GRUPOS GI E GII.	102
TABELA 16	TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE (MÉDIA $\pm$ DESVIO PADRÃO), ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO DOS GRUPOS GI, GII E GC.	103
TABELA 17	VARIÁVEIS TEMPORAIS DA MARCHA (MÉDIA $\pm$ DESVIO PADRÃO), ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO DE FORÇA MUSCULAR DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS (GI E GII) E CONTROLE (GC).	107

TABELA 18	VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA MARCHA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC). COMPARAÇÃO ENTRE OS COMPONENTES DA MARCHA OBSERVADOS NOS GRUPOS GI E GII ANTES E APÓS O PERÍODO DE TREINAMENTO COM OS REPORTADOS PELA LITERATURA CIENTÍFICA	109
TABELA 19	VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES DA MARCHA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC).	110
TABELA 20	VARIÁVEIS TEMPORAIS DA DESCIDA EM ESCADA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC).	115
TABELA 21	VARIÁVEIS ESPECIAIS LINEARES DA DESCIDA EM ESCADA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC).	116
TABELA 22	VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES DA DESCIDA EM ESCADA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC).	118
TABELA 23	VARIÁVEIS DE VELOCIDADE ANGULAR DA DESCIDA EM ESCADA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC).	121
TABELA 24	VARIÁVEIS DE VELOCIDADE ANGULAR DA DESCIDA EM ESCADA (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) O PERÍODO DE TREINAMENTO ENTRE OS GRUPOS (GI, GII E GC).	123

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar e comparar o efeito de dois protocolos de treinamento de força (60-80% da carga máxima) sobre a funcionalidade de idosos. Trinta e três idosos foram divididos em três grupos, sendo dois grupos experimentais (grupos GI e GII) e um grupo controle (GC) ( $n=10$ ;  $64,00 \pm 5,6$  anos;  $IMC=27,6 \pm 4,6$   $kg/m^2$ ). O grupo GI ( $n=11$ ;  $65,6 \pm 4,9$  anos;  $IMC=29,2 \pm 3,8$   $kg/m^2$ ) realizou exercícios de força para os músculos abdutores do quadril e plantiflexores enquanto que o grupo GII ( $n=12$ ;  $64,6 \pm 4,5$  anos;  $IMC=29,2 \pm 3,7$   $kg/m^2$ ) realizou exercícios para os músculos flexores e extensores do quadril e joelho. Os participantes foram submetidos a três sessões de avaliações, incluindo parâmetros da marcha e descida em escada, antes e após 13 semanas da realização de treinamento de força (para dois protocolos para diferentes grupos musculares dos membros inferiores). Os participantes do grupo controle apenas participaram das avaliações, porém lhes foi ofertada possibilidade de realizar exercícios de força ou hidroginástica no semestre seguinte ao do presente estudo. Foram analisadas nos grupo GI, GII e GC, através de célula de carga, o desempenho de oito grupos musculares do membro inferior direito, (força isométrica máxima (MIVC)), torque e taxa de desenvolvimento de torque (TDT)), funcionalidade (teste seis minutos de caminhada – TC6; teste de 30s de levantar da cadeira; flexibilidade; teste de equilíbrio – *Berg Balance*; agilidade e equilíbrio dinâmico – *Foot Up and Go*) e cinemática da marcha e descida em escada. Após o período de treinamento de força os sujeitos dos grupos GI e GII aumentaram a força e funcionalidade de forma similar, diferenciando-se apenas em dois parâmetros da cinemática da marcha e descida em escada. O grupo GI apresentou maior obliquidade pélvica na marcha e o grupo GII diminuição da velocidade angular do quadril na descida da escada. Os resultados mostram que o treinamento de força, independente do protocolo escolhido para membros inferiores, é eficiente para reverter rapidamente os efeitos do envelhecimento sobre o sistema neuromuscular e melhorar a funcionalidade dos idosos até mesmo sobre parâmetros associados ao risco de queda na marcha e descida em escada.

Palavras chaves: idosos; treinamento de força; funcionalidade; quedas.



## ABSTRACT

The aim of this study was to determine and compare the effect of two protocols of strength training (60-80% of maximum load) on the functionality of the elderly. Thirty-three elderly people were divided into three groups, two experimental groups (GI and GII) and one control group (CG) ( $n = 10$ ;  $64.00 \pm 5.6$  years,  $BMI = 27.6 \pm 4.6$  kg/m<sup>2</sup>). The group GI ( $n = 11$ ,  $65.6 \pm 4.9$  years,  $BMI = 29.2 \pm 3.8$  kg/m<sup>2</sup>) performed strength exercises for the hip abductor muscles and plantiflexores while group GII ( $n = 12$ ,  $64.6 \pm 4.5$  years,  $BMI = 29.2 \pm 3.7$  kg/m<sup>2</sup>) performed exercises for the flexors and extensors muscles of the hip and knee. Participants underwent three sessions of evaluations, including parameters of gait and stair descent, before and after 13 weeks of performing strength training (for two protocols for different muscle groups of the lower limbs). Participants in the control group only participated in the evaluations, but they were offered the possibility to perform strength exercises or water exercises in the semester following the present study. We analyzed the GI, GII and GC through the load cell, the performance of eight muscle groups of the right lower limb (maximal isometric force (MIVC)), torque and rate of development of torque (RDT)), functionality test (test six-minute walk - 6MWT; test 30s to raise the chair, flexibility, balance test - Berg Balance, agility and dynamic balance - Foot Up and Go) kinematic gait and descending the stairs. After a period of strength training the subjects of GI and GII increased strength and functionality similarly, differing only in the two kinematic parameters of gait and descending the stairs. The GI group had a higher pelvic obliquity in gait and GII group decrease in angular velocity of the hip in descending the stairs. The results show that strength training, regardless of the protocol chosen for the lower limbs, it is efficient to quickly reverse the effects of aging on the neuromuscular system and improve the functionality of the elderly even on parameters associated with risk of falling gait and stairs descent

Key words: elderly; strength training; functionality; fall.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 JUSTIFICATIVA

O envelhecimento é um processo inevitável e progressivo que conduz a modificações morfológicas, funcionais, bioquímicas e psicológicas (SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERONTOLOGIA), influenciadas por fatores genéticos, estilo de vida e doenças (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 1998). O maior problema associado ao envelhecimento é o declínio de várias aptidões físicas funcionais do organismo, entre elas força muscular, flexibilidade, equilíbrio, agilidade, velocidade da marcha e aptidão cardiorrespiratória (RAAB et al., 1988; RIKLI & EDWARDS, 1991). Estas modificações tornam vulnerável a saúde do idoso e limitam sua capacidade de realização das atividades do cotidiano, influenciando sua autonomia e independência (FLYNN et al. 1999; SCAGLIONI et al., 2003). Especificamente, a funcionalidade é a capacidade de executar as atividades da vida diária (AVDs) de maneira independente. Tarefas simples como caminhar, levantar de uma cadeira, descer escada, subir no ônibus podem se tornar desafiadoras de acordo com o estado funcional da pessoa idosa.

O declínio na função muscular decorrente do processo de envelhecimento ocorre pela sarcopenia e por adaptações neurais (ENOKA, 1997; ROOS et al., 1997; SCAGLIONI et al., 2002). Esta diminuição de massa e força muscular afeta a habilidade do idoso em realizar tarefas cotidianas e aumentam o risco de acidentes. Dentre os acidentes mais comuns na terceira idade, as quedas são os mais frequentes e possuem graves conseqüências. É bem estabelecido que aproximadamente 45% das quedas ocorrem durante a marcha (ROSE & GAMBLE, 2006; TENCER, 2004). Caminhar é um dos mais comuns e importantes movimentos humanos e é necessário para transportar o corpo com segurança e eficiência (PRINCE et al., 1997). A versatilidade funcional permite aos membros inferiores se acomodarem prontamente a degraus, mudanças de superfície e obstáculos no caminho da progressão (PERRY, 2005). Subir e descer escada também é uma importante tarefa funcional e requer significativa quantidade de força muscular (LARSEN, 2008). Esta atividade está entre as mais perigosas da vida diária (ROYS, 2001) e entre as primeiras tarefas a serem comprometidas pela sarcopenia (LARSEN, 2008).

Estima-se que 10% dos indivíduos no mundo têm mais de 60 anos (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE). A incidência de queda neste grupo tem

sido 28% a 35% ao ano e de 32% a 42% em idosos com 75 anos ou mais (MASUD, 2001). No Brasil, 30% dos idosos caem ao menos uma vez ao ano. Apesar das quedas representarem um baixo percentual de fraturas (2%), aproximadamente 98% das fraturas são decorrentes de quedas. As quedas têm relação causal de 12% com todos os óbitos da população geriátrica (PEREIRA et al., 2001) e constituem a quinta causa de óbitos em pessoas com mais de 65 anos (MOYLAN & BINDER, 2007). Além disso, 75% dos pacientes acometidos por este tipo de lesão não retomam suas funções diárias (MOYLAN & BINDER, 2007) e passam a necessitar de cuidados especiais que implicam em elevados custos para as famílias e Estado. Estima-se que o governo Norte Americano gaste cerca de 10 bilhões de dólares anualmente para o tratamento de idosos que sofreram lesões associadas às quedas. Portanto, estratégias para prevenir, retardar e reverter as alterações degenerativas que ocorrem no sistema neuromuscular em função da senescência (WINTER, 1991, FERRI et al., 2003; SCAGLIONI et al., 2002) são relevantes para reduzir o risco de acidentes em tarefas simples como caminhar, subir e descer escadas.

Para o músculo gastrocnêmio, por exemplo, existem mudanças estruturais conseqüentes do envelhecimento. Estas mudanças conduzem a redução do volume muscular, da área de secção transversa, do comprimento da fibra muscular e no ângulo de penação, quando comparado a indivíduos jovens (SIMONEAU et al., 2007). Estas alterações levam a fraqueza dos músculos plantiflexores na fase concêntrica (KERRIGAN et al., 1998, 2000) nos idosos, modificam padrões da marcha e estão associadas ao risco de quedas (ROSE & GAMBLE, 2006; LORD et al., 2004). Este risco também parece aumentado quando associado à diminuição da capacidade de produção de força nos músculos abdutores do quadril (HILLIARD et al., 2008; LEE & CHOU, 2007). Torque dos músculos abdutores e adutores do quadril está envolvido no controle postural médio-lateral através de estratégias de transferência lateral do peso corporal para estabilizar tronco e pelve durante a caminhada. Idosos não quedantes e jovens apresentam força superior nos músculos abdutores e adutores do quadril comparado a idosos que já sofreram quedas (HILLIARD et al., 2008). Existem evidências de que os torques gerados pelos músculos plantiflexores (KERRIGAN et al., 2003) e abdutores do quadril (HILLIARD et al., 2008) são capazes de aumentar o comprimento do passo, velocidade da marcha e impedir a queda excessiva do centro de massa (KIRKWOOD et al., 2007). Portanto, aumentos dos torques desses músculos podem modificar algumas variáveis da marcha e reduzir o risco de quedas.

Autores detectaram redução de força de 34% a 50% nos músculos abdutores do quadril, extensores do joelho e flexores plantares. Esta redução de força de músculos dos membros inferiores, comparada à força de adultos jovens, tem sido associada a modificações no padrão da marcha que aumentam o deslocamento do centro de massa no plano frontal e sagital e dificultam o controle dos movimentos durante a caminhada nos idosos (LEE & CHOU, 2007). Idosos que sofrem quedas apresentam apenas 10% da força dos músculos plantiflexores do tornozelo e 37% da força da musculatura extensora do joelho (WHIPPLE, WOLFSON & AMERMAN, 1987).

Apesar do maior número de quedas ser registrado na caminhada horizontal (WOLFSON et al., 1995), subir escadas é uma das tarefas diárias mais perigosas para os idosos (CONSUMER SAFETY UNIT, 1997; ROYS, 2001) para a qual a diminuição física presente na terceira idade pode causar importantes alterações (LARSEN et al., 2007, VERGHESSE et al., 2008). Esta tarefa também é considerada entre as “sub-tarefas” da caminhada que podem comprometer a estabilidade, assim como caminhar sobre superfícies escorregadias, atravessar obstáculos, parar e retornar durante a marcha (TIROSH & SPARROW, 2005<sup>B</sup>). Mulheres jovens se deslocam em escadas em velocidade correspondente a 66,7% da máxima, enquanto mulheres idosas o fazem numa velocidade de 47% da velocidade máxima (LARSEN et al., 2007). Esta diminuição na velocidade da tarefa pode ser importante indicativo da redução da capacidade funcional que ocorre com o aumento da idade. É de considerável importância notar que acidentes durante a descida na escada (fase descendente) são três vezes mais comuns do que durante a subida (fase ascendente da escada), 75% vs 23% respectivamente (TINETTI et al., 1988; SVANSTROM et al., 1974). Esta observação sugere que, se as demandas durante a fase descendente da escada são maiores e representam maior risco de queda, por isso são necessários estudos que possibilitem prevenções futuras.

Alguns estudos mostram a importância dos músculos abdutores do quadril para eficiência da marcha (HILLIARD et al., 2008; LEE & CHOU, 2007; LYONS et al., 1983; PARE et al., 1981) e descida em escada (LIN et al., 2004; KIRKWOOD et al., 1999), dos músculos extensores do quadril e flexores de joelhos para deslocamento em escada e no plano horizontal (JONKERS, 2003; LYONS et al., 1983) e da força gerada pelos músculos plantiflexores durante a descida em escada (REEVES et al., 2008). LEE & CHOU (2007) discutem o papel dos músculos extensores dos joelhos comparando

desempenho de idosos com o de adultos jovens e dos plantiflexores para padrões normais e eficientes de marcha (SUTHERLAND et al., 1980).

As alterações do envelhecimento podem ser moduladas pela prática de atividade física, pois possuem forte impacto sobre a estrutura e o funcionamento do sistema neuromuscular (SCAGLIONI et al., 2003). Mulheres fisicamente ativas têm padrões de flexibilidade, equilíbrio e agilidade similares ao de jovens (RIKLI & BUSCH, 1986). Vários estudos têm reportado aumentos substanciais na força em resposta a programas de atividade física em idosos (ANIANSSON et al., 1986; REEVES et al., 2004; FERRI et al., 2003; FRONTERA et al., 1988; FRONTERA & XAVIER, 2002; SCAGLIONI et al., 2003). Além do aumento de força e massa muscular, o treinamento de força pode aumentar a densidade mineral óssea, o equilíbrio dinâmico, os níveis totais de atividade diária do idoso, diminuindo risco de quedas e fraturas (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002). A compreensão dos mecanismos pelos quais a força muscular influencia a marcha e os padrões para descer escada na terceira idade é relevante para que profissionais envolvidos na prescrição de atividade física e reabilitação possam intervir de forma mais direta e afetiva. Alguns estudos (CAO et al., 2007; ACSM, 2002; PERRY, 1992) concluíram o impacto do fortalecimento muscular de grandes grupos (extensores e flexores do quadril e joelho) e também a importância funcional de fortalecer os grandes e pequenos grupos musculares (como abdutores do quadril e plantiflexores) em um mesmo protocolo de treinamento (PERSCH et al., in press). Entretanto, não se tem conhecimento do efeito do fortalecimento dos músculos abdutores do quadril associado ao fortalecimento dos plantiflexores, comparando os resultados para deslocamento (horizontal e vertical) do fortalecimento dos músculos flexores e extensores do quadril e joelho. A determinação exclusiva do efeito do aumento de força de pequenos grupos musculares é incomum, visto que os programas de atividade física quase indicam prioritariamente o fortalecimento de grandes grupos musculares (ACSM, 2002).

Desta forma, o presente estudo objetiva determinar os efeitos da melhoria da força dos músculos abdutores do quadril e plantiflexores, comparando aos resultados derivados do fortalecimento dos músculos flexores e extensores do quadril e joelho sobre a funcionalidade dos idosos, incluindo parâmetros da marcha e descida na escada associados ao risco de quedas.

## 1.2. OBJETIVOS

Este estudo tem por objetivo comparar os efeitos do aumento da força dos músculos abdutores do quadril e plantiflexores aos resultados do fortalecimento dos músculos flexores e extensores do quadril e joelho sobre a funcionalidade e características cinemáticas durante o deslocamento de idosos (marcha no plano horizontal e descida em escada) e a associação destes parâmetros com o risco de quedas.

### 1.2.1 Objetivos específicos

- a) Quantificar e comparar entre os grupos GI e GII as variáveis de força (MIVC, pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque) em oito grupos musculares de membros inferiores importantes para realização de tarefas funcionais em idosos, antes (PRÉ) e após dois programas distintos de treinamento de força (PÓS).
- b) Comparar as características cinemáticas associadas ao risco de queda na marcha e descida em escada antes (PRÉ) e após (PÓS) dois protocolos distintos de treinamento de força (grupo GI para os músculos abdutores do quadril e plantiflexores em relação ao grupo GII para os músculos flexores e extensores do quadril e joelho).
- c) Comparar a influência entre dois diferentes treinamentos de força muscular (grupo GI - abdutores do quadril e plantiflexores vs grupo GII - flexores e extensores do quadril e joelho) sobre um conjunto de avaliações funcionais.

## 1.2 – HIPÓTESES

H<sub>1</sub>- O grupo controle (GC) não apresentará alterações nas variáveis estudadas por causa da ausência de procedimento experimental que possa induzir às modificações na marcha, funcionalidade e descida em escada.

H<sub>2</sub> - Os dois grupos da intervenção (GI e GII), após período de treinamento para diferentes grupos musculares, apresentarão adaptações neuromusculares que conduzirão ao aumento de força muscular e sobre as variáveis de pico e taxa de desenvolvimento de torque.

H<sub>3</sub> – O grupo GII apresentará adaptações neuromusculares que conduzirão ao maior aumento de força muscular e sobre as variáveis de pico e taxa de desenvolvimento de torque após período de treinamento dos grandes grupos musculares.

H<sub>4</sub>: Após período de treinamento de força para músculos distintos dos membros inferiores, os grupos (GI e GII) apresentarão melhoras nas variáveis funcionais (TC6, FUG, BBS, entre outros).

H<sub>5</sub>: Após programa de treinamento de força para grandes grupos musculares, o grupo GII apresentará maiores alterações nas avaliações funcionais quando comparadas com as modificações no grupo GI.

H<sub>6</sub>: Os grupos GI e GII apresentarão melhoras nas variáveis cinemáticas da marcha (amplitude de rotação, obliquidade e inclinação da pelve, comprimento do passo, altura do pé em relação ao solo, velocidade de toque do calcanhar no solo, ADM do quadril, joelho e tornozelo, etc.) em função do treinamento.

H<sub>7</sub> – O grupo GII apresentará maiores alterações cinemáticas na marcha, quando comparado ao grupo GI, após programa de treinamento de força para grandes grupos musculares.

H<sub>8</sub>: Após treinamento de força para os músculos plantiflexores e abdutores do quadril, as variáveis cinemáticas de obliquidade e rotação pélvica, comprimento do passo, velocidade da marcha e altura do pé em relação ao solo do grupo GI apresentarão maiores alterações comparadas ao grupo GII.

H<sub>9</sub>: Os grupos GI e GII apresentarão alterações nas variáveis cinemáticas da descida da escada (ADM tornozelo, joelho e quadril, velocidade de descida, deslocamento sagital do COM, etc.) após treinamento de força para diferentes grupos musculares.

H<sub>10</sub> – O grupo GII apresentará maiores alterações cinemáticas na descida da escada após programa de treinamento de força para grandes grupos musculares quando comparado ao grupo GI.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 EPIDEMIOLOGIA**

#### **2.1.1 Envelhecimento da População**

O envelhecimento da população é um fenômeno mundial que teve início nos países desenvolvidos no final do século XIX. Nos países em desenvolvimento, a transição demográfica é mais recente, porém não menos acelerada. Nesse contexto, o Brasil apresenta um dos mais agudos processos de envelhecimento populacional entre os países mais populosos, tendo passado de uma expectativa de 47 anos em 1950, para 71,9 anos em 2005 (IBGE, 2006). Projeções para 2025 indicam que o Brasil será o quarto país em desenvolvimento com o maior número de pessoas idosas, cerca de 33 milhões de indivíduos com mais de 65 anos (REBELATTO, JR., 2008). De acordo com essas projeções, estima-se que em 2020 a população brasileira de idosos represente 13% da população total e, em 2050, chegue a 22% (IBGE 2000).

Na Europa, estima-se que a porcentagem de pessoas com mais de 65 anos passará de 14,4% em 1990 para 20,2% em 2020 (TSAKLOGLOU, 1996). Nos Estados Unidos, as projeções para 2020 indicam mais de 12 milhões de pessoas com idade igual ou superior a 85 anos de idade (VERAS, 1991).

No Brasil, assim como em outros países do mundo, existe o predomínio de mulheres na faixa etária idosa: 118 mulheres para grupo de 100 homens na faixa de 65-69 anos e de 141 mulheres para cada grupo de homens com 80 anos ou mais (MOREIRA, 1998). Projeções para 2020 no Brasil sugerem 209 milhões de habitantes, dos quais 17,8 milhões com pelo menos 65 anos de idade (8,5%); para 2050 indica-se uma população de 244 milhões de habitantes e com número de idosos de 42,2 milhões de pessoas (IBGE, 2008).

A união destes dados significa que de 1980 a 2050 a população jovem tende a reduzir a metade sua participação na população brasileira, enquanto que a população de idosos mais do que quadruplicará o seu peso no contingente demográfico nacional (VERAS, 1991).



### **2.1.2 Determinantes demográficos do envelhecimento da população brasileira**

Dados demográficos sugerem que em 2025 o número de pessoas acima de 60 anos ultrapassará um bilhão de pessoas (*The World Health Report*, 1998). No Brasil, a população passou por uma transição demográfica importante na segunda metade do século XX, com um aumento de 70% da população de idosos entre os anos de 1950 e 2000 (FRONTERA & BIGARD, 2003). O aumento do contingente de idosos deve-se a dois fatores: a diminuição da taxa de natalidade e o acréscimo da expectativa de vida. Ao primeiro fenômeno atribuem-se aspectos econômicos, como aumento do número de mulheres no mercado de trabalho e aspectos socioculturais, como crescimento da escolaridade feminina e desenvolvimento de métodos contraceptivos. Ao aumento da expectativa de vida, relacionam-se claramente os avanços na área de saúde e investimentos em saneamento e educação (CENSO, 2002).

O Brasil passou por importantes transformações demográficas nos últimos anos que afetaram os índices de fecundidade e mortalidade. A queda da fecundidade teve início nos anos 60, mas o processo de envelhecimento da população brasileira tornou-se visível apenas na década de 80, em decorrência da “inércia populacional” que mantém o crescimento populacional alto por um longo período após a queda da fecundidade (MOREIRA, 1999; RAMOS et al., 1987). Em termos relativos, a fecundidade corresponde por quase 70% do envelhecimento demográfico nacional, enquanto a mortalidade, a inércia populacional e a interação destes fatores respondem em torno de 10% cada um (MOREIRA, 1998 e 1999).

O envelhecimento é hoje um fenômeno universal, tanto nos países desenvolvidos como nos países em desenvolvimento. No Brasil, impressiona a rapidez com que tem ocorrido, pois segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), até o ano de 2025, a população idosa no Brasil crescerá 16 vezes, contra 5 vezes o crescimento da população total. Isso classifica o país como a sexta população do mundo em idosos, correspondendo a mais de 32 milhões de pessoas com 60 anos ou mais de idade (ESTEVEZ, 1998 apud in PACHECO & SANTOS, 2004). Sendo assim, percebemos que não há mais sentido falar que o Brasil é um país de jovens. Em 1900, a expectativa de vida no Brasil não ultrapassava os 33,7 anos; em 1940 alcançou 39 anos; em 1950 chegou há 43,2 anos; em 1960 já era 55,9 anos; entre as décadas de 60 e 80 alcançou os 63,4 anos. Atualmente, está em 68 anos e em 2025 será de 80 anos (PACHECO & SANTOS, 2004).

### 2.1.3 Custos em saúde pública com envelhecimento

A transição demográfica no Brasil, evidenciada pelo crescimento de pessoas com mais de 65 anos, tem proporcionado grande impacto no suporte econômico e social destinado a previdência social e políticas públicas que atendam suas demandas de saúde (ALMEIDA et al., 2007). A qualidade de vida do idoso é fortemente determinada pela capacidade de manter sua saúde física e emocional. De acordo com Papaleo Netto (1996), “mesmo considerando que envelhecer e adoecer não sejam sinônimos, não podemos ignorar que determinadas enfermidades são mais frequentes em idosos”. Sabe-se que para o idoso há um grande aumento de demanda por bens e serviços de saúde em função das doenças crônico-degenerativas e o sistema de saúde não está estruturado para atender a esta crescente demanda que onera governos, sociedade e familiares.

Os idosos consomem mais dos serviços de saúde porque suas taxas de internação, bem como o tempo médio de ocupação de leitos, são consideravelmente mais elevadas (GORDILHO et al., 2000). Além disso, muitas vezes o estágio avançado das doenças eleva os custos sem necessariamente ter os resultados esperados em termos de recuperação da saúde e melhoria da qualidade de vida (SILVESTRE et al., 1998). Os custos com saúde de um idoso são em média três vezes ao de pessoas de outra faixa etária (VERAS, 1991). Nos Estados Unidos o consumo *per capita* com cuidados médicos das pessoas com idade superior a 65 anos de idade é de três a quatro vezes maior do que aquelas com idade inferior a 65 anos (FUCHS, 2001), com valores em torno de 4.000 dólares ao ano por idoso (BRODY, 1988).

No Brasil, dados fornecidos pelo Sistema Único de Saúde (SUS), em 2002 18,6% do total de internações registradas foram com pessoas de 60 anos ou mais. Estes números são expressivos ao comparar com uma população de idosos de 8,5%. Na faixa etária de zero a 14 anos, foram registradas 20,9% de internações para uma população de 29,6% e 60,5% de internações na faixa de idades de 15 a 59 anos (61,8% da população total). A mudança na composição populacional já começou a provocar consequências sociais, culturais e epidemiológicas preocupantes hoje e talvez alarmantes no futuro. Esta transição populacional é responsável pela mudança do perfil de doença, no qual as doenças infecto-parasitárias cedem lugar progressivamente às doenças crônicas não-transmissíveis, mais complexas e onerosas, típicas das faixas etárias mais avançadas (PACHECO & SANTOS, 2004).

## 2.2 FUNCIONALIDADE

Funcionalidade e capacidade funcional podem ser definidas como a capacidade do ser humano para realizar atividades normais da vida cotidiana de forma independente. Durante o envelhecimento tarefas simples como levantar de uma cadeira, subir escadas e até mesmo andar alguns metros tornam-se cada vez mais difíceis de acordo com o estado funcional da pessoa idosa. Essa dificuldade é decorrente das modificações que ocorrem no organismo em envelhecimento, dentre elas as modificações no sistema nervoso central (perda de motoneurônios e de unidades motoras, diminuição do equilíbrio, aumento do tempo de reação) e no aparelho músculo-esquelético (diminuição da massa muscular, redução na força e na potência), ambas relacionadas ao processo de sarcopenia. A fraqueza e lentidão muscular estão entre as principais causas do elevado número de quedas nesta população (MORELAND, 2004). Assim, a funcionalidade é um conceito particularmente útil para avaliar a condição de saúde dos idosos, visto que muitos desenvolvem doenças crônicas que influenciam a vida cotidiana (BORNARDI et al., 2007).

A incapacidade funcional é freqüentemente avaliada através de auto-declaração de dificuldade ou de declaração indicativa de necessidade de ajuda em tarefas do dia-a-dia, denominadas Atividades da Vida Diária (AVDs). Tarefas mais complexas necessárias para viver de forma independente na comunidade são chamadas Atividades Instrumentais da Vida Diária (AIVDs) e incluem atividades como fazer compras, preparar comida, trabalhos doméstico, lavar roupas, utilizar transporte, tomar medicação, manusear dinheiro e usar telefone. Estas distinções são necessárias porque os idosos podem apresentar declínio funcional gradativo sem apresentar limitações nas AVDs (PELL et al., 2005), mas com o avanço do envelhecimento e o aparecimento das co-morbidades tendem a acentuar as dificuldades para a realização das tarefas necessárias à independência em sociedade. Em adição, as AVDs e AIVDs, a avaliação de mobilidade tem sido considerada como uma parte importante da avaliação funcional, pois estudos apontam medidas de mobilidade física, principalmente àquelas relacionadas a médias distâncias, como uma boa marca prognóstica do processo de falência em pessoas idosas (LAN et al., 2002). Mobilidade também pode ser avaliada através de auto-declaração, começando com tarefas simples de mobilidade tais como a transferência de uma cama até uma cadeira, progredindo através de caminhar curtas, longas distâncias e subir escadas. As medidas de mobilidade fazem parte, também, da

avaliação do declínio funcional e têm sido descritas como importantes variáveis no estudo da relação do estado funcional com características demográficas, condições crônicas e comportamentos relacionados à saúde (GURALNIK, 1993). O Censo Demográfico de 2000 levantou informações sobre a dificuldade dos idosos para caminhar e subir escadas que podem ser utilizadas como indicativos de incapacidade funcional moderada, permitindo uma análise inédita para municípios e regiões do país. Os resultados apontam que as mulheres auto-declaram incapacidade funcional em maior proporção do que os homens. Observa-se também o caráter progressivo da incapacidade funcional entre os idosos em relação ao aumento da idade.

Para exercer plenamente suas AVDs e manter-se independente, é necessário um bom desempenho físico-funcional. Devido às alterações no equilíbrio e marcha do idoso, atividades como caminhar, subir e descer escadas, levantar da cama ou de uma cadeira, cuidar da higiene pessoal, fazer compras e manter-se ativo socialmente podem ser seriamente prejudicadas. Dessa forma, um programa de tratamento deve priorizar a correção dos fatores que potencialmente podem levar à disfunção, para que haja a restauração ou manutenção da mesma (FARIAS et al., 2003).

### **2.2.1 Funcionalidade e Envelhecimento**

O envelhecimento leva a uma série de modificações fisiológicas inevitáveis sobre os sistemas músculo-esquelético (FARIAS et al., 2003) e sensorial. Essas modificações poderão gerar deficiências de equilíbrio e alterações na marcha que predis põem o idoso a limitações funcionais e quedas (HU & WOOLLACOTT, 1996). Autores mostraram a associação de testes de desempenho de membros inferiores e testes de função pulmonar com a limitação funcional em idosos (LAN et al., 2002). Além das quedas, o processo do envelhecimento está associado com diminuição da força muscular. Atividades funcionais podem ocorrer apenas quando os músculos são capazes de gerar a força necessária para a atividade. Quanto mais próximo o indivíduo estiver de valores críticos de força, maior será a dificuldade para realizar e controlar as atividades diárias (PERRY et al., 2007). A independência funcional requer força muscular, equilíbrio, resistência cardiovascular e motivação. Costuma-se afirmar que a deterioração destas capacidades é inevitável com o envelhecimento, mas grande parte dessa deterioração pode ser atribuída ao sedentarismo (FARIAS et al., 2003). O declínio funcional é um processo progressivo associado com o crescimento da carga de

morbidade e que tende a aumentar com a idade. Uma população mais envelhecida, com maior predominância de pessoas com 80 anos ou mais, tem maior probabilidade de desenvolver co-morbidade e incapacidade funcional do que idosos situados em faixa etária mais jovem.

A composição por sexo é importante, pois há diferenciais bastante expressivos entre homens e mulheres. Diferenças de gênero na saúde dos idosos têm sido relatadas em diversos estudos (WHO, 1998, BARRETO et al., 2004) e têm evidenciado que as mulheres idosas relatam uma maior carga de declínio funcional em zonas rurais e urbanas.

### **2.2.2 – Epidemiologia**

O acelerado processo de envelhecimento populacional e os recentes aumentos na expectativa de vida entre as pessoas de 60 anos ou mais têm chamado atenção sobre as condições de saúde durante os anos adicionais de vida e sobre a incidência de morbidade, morbidade múltipla e incapacidade funcional entre os idosos. As incapacidades funcionais são classificadas em severas, moderadas e leves (PARAHYBA et al., 2005). São consideradas incapacidades severas as dificuldades para realizar sem ajuda atividades como alimentar-se, tomar banho e ir ao banheiro. Para medida de incapacidade moderada está à limitação para caminhar 100m; dificuldade para caminhar mais de um quilômetro ou subir escadas é considerada incapacidade leve.

As diferenças de gênero e de idade são importantes para descrever as pessoas idosas no Brasil. Como tem ocorrido em todo o mundo, o número de mulheres idosas no Brasil é maior do que o de homens. De um modo geral, a sobrevivência das mulheres é superior à dos homens, mas isso não significa que essas mulheres desfrutem de melhores condições de saúde. As mulheres tendem a reportar maiores dificuldades funcionais do que os homens, fato que também ocorre em outros países. Os estudos têm mostrado que as mulheres não desenvolvem incapacidade funcional com maior frequência do que os homens e sim sobrevivem mais tempo do que eles com as suas limitações. Este fato pode ser explicado, pelo menos em parte, aos diferentes tipos de doenças associadas ao sexo masculino e ao feminino. Fatores comportamentais assinalam uma maior procura das mulheres por serviços de saúde do que dos homens, indicativo de uma provável

maior percepção quanto aos problemas de saúde por parte das mulheres (GURALNIK, 2000).

Em relação à severidade da incapacidade funcional, o PNAD de 2003 indica que 22,6% das idosas no Brasil declaram ter algum grau de dificuldade para caminhar cerca de 100m. Em 1998, este percentual era de 25,0%, ou seja, parece ter havido uma redução de 9,2% na dificuldade de realizar esta tarefa, no período de 1998 e 2003 (PARAHYBA & SIMÕES, 2006). Os dados demográficos de cinco regiões brasileiras mostram que 17,74% das idosas são classificadas como portadoras de incapacidade funcional severa, ou seja, necessitam de ajuda para atividades cotidianas como alimentar-se e ir ao banheiro; 29,38% têm dificuldades funcionais moderadas e 55,44% das idosas estão na classificação de incapacidade leve, por apresentarem dificuldades para caminhar um quilômetro e subir escadas (PARAHYBA et al., 2005).

Observa-se o caráter progressivo da incapacidade funcional entre os idosos em relação ao aumento da idade (QUADRO 1), mas os dados mostram que a incapacidade funcional não é um resultado inevitável do envelhecimento. Existem grupos de idosos, mesmo de idade mais avançada, que não relatam dificuldade em realizar as tarefas cotidianas. Os dados demonstram que a diminuição da capacidade funcional aumenta com avanço da idade e difere entre os gêneros. Entre as mulheres de 60 a 64 anos, 14,9% declaram dificuldade para caminhar 100m comparado a 8,8% dos homens. Na faixa etária entre 65 e 69 anos, estes valores crescem para 19,8% e 13,8%, respectivamente. Em idosos com mais de 80 anos, as mulheres atingem consideráveis 48,4% contra 35,3% dos homens.

**QUADRO1**

Prevalência de Incapacidade Funcional em Idosos; dados de 1998 e 2003

Faixa Etária	Homens		Mulheres	
	1998	2003	1998	2003
60 a 64 anos	11,7%	8,8%	17,4%	14,9%
65 a 69 anos	15,8%	13,8%	23,0%	19,8%
70 a 74 anos	20,1%	17,7%	32,1%	25,8%
75 a 79 anos	25,5%	25,8%	40,1%	37,5%
80 anos ou mais	42,7%	35,3%	57,9%	48,4%

Fonte: IBGE. Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios: Suplemento de Saúde de 1998 e 2003. Proporção de idosos que declaram ter alguma dificuldade para caminhar cerca de 100m.

As menores taxas de incapacidade funcional são encontradas no Sul e no Sudeste e as maiores no Nordeste e Norte, refletindo as desigualdades sociais e econômicas no país. As condições sócio-econômicas desempenham importante papel neste processo e há substancial evidência na literatura confirmando a associação entre renda e saúde (PARAHYBA & CRESPO, 2008). Estudos mostraram que as disparidades em renda e educação aparecem como os mais importantes fatores sócio-demográficos para explicar diferenças no risco de incapacidade funcional entre os idosos (PARAHYBA et al., 2005). Chama a atenção a desigualdade entre regiões, mostrando que idosos moradores das áreas do Nordeste do país encontram-se em séria desvantagem quanto à condição funcional, quando comparados aos demais idosos de outras regiões do país. Os idosos de São Paulo apresentam as menores taxas de incapacidade funcional do Brasil, 12,3% na faixa etária de 60 a 69 anos, contra 25,9% em Maceió (CENSO 2000).

Diferenças socioeconômicas na prevalência de incapacidade funcional têm sido relatadas nos Estados Unidos e Europa, tanto em estudos transversais quanto longitudinais, além de ser claro o aumento da incapacidade em pessoas com menores níveis de escolaridade (SCHOENI et al., 2005). Idosos na faixa dos 70 anos tiveram diminuição nos relatos de incapacidade funcional: 22,7% em 1982 em comparação aos 15,5% observados em 2002. Este declínio foi maior em relação a atividades como tarefas domésticas e fazer compras. Em 1982, 14,5% dos idosos necessitavam de ajuda para estas tarefas, contra 8,1% em 2002. Spirduso (1995) faz a previsão de que 25% dos

idosos chegam a apresentar algum estado de dependência para realizar tarefas cotidianas. A população de idosos nos Estados Unidos representa 12,5% da população, mas os gastos de saúde para o governo com esta faixa etária demandam um terço dos gastos totais da saúde (BARRETO et al., 2004), ou seja, pouco mais de 2% do PIB (produto interno bruto americano) (KILSZTAJN et al., 2002). Os custos com idosos que são independentes para as tarefas cotidianas são estimados em U\$ 4.800 por ano. Para aqueles idosos que iniciam o ano de forma independente e passam a necessitar de ajuda para as AVDs, os custos são estimados em cerca de U\$18.000 anuais e U\$36.000 para aqueles que necessitam de cuidados especiais durante todo ano. Idosos dependentes para as tarefas cotidianas oneram os cofres públicos com 26 bilhões de dólares ao ano (GURALNIK et al., 1999). Portanto, formas de medir a funcionalidade na população idosa, com o objetivo de diagnóstico e prevenção, passou a ser uma preocupação, pois a análise da funcionalidade tem fundamental importância na avaliação e prevenção geriátrica (ONDER et al., 2005).

O estado funcional tem sido bem caracterizado por meio de diversos testes que existem na literatura. Essas medidas têm mostrado um poder na predição do risco de quedas, institucionalização e até mesmo de morte entre os idosos (GURALNIK, 1995). Os testes com maior validade (padrão ouro) exigem equipamentos e laboratórios específicos tornando sua aplicação limitada. Por outro lado, também é possível encontrar testes de simples aplicação, já validados, que apresentam boa correlação com testes de marcha em laboratório, com o risco de quedas e com a independência nessa população. Através dos testes é possível compor avaliações que envolvam capacidades como força, potência, resistência aeróbia, todas em atividades próximas ao que se faz no cotidiano. Algumas avaliações podem apresentar limitações como efeito teto, efeito aprendizagem, entre outros.

### 2.2.3 - Avaliação Funcional

Para idosos, acessar a função física e a incapacidade tem oferecido um suporte de avaliação clínica e existem razões convincentes para isso. Para idosos, qualidade de vida é julgada mais pela habilidade deste idoso em permanecer independente do que pelos diagnósticos específicos de doenças (GURALNIK et al., 1989). A identificação precoce do declínio físico e a intervenção apropriada ajudam a prevenir problemas para caminhar e subir escadas que freqüentemente resultam em quedas e fragilidade física



(GURALNIK et al., 1999). Apesar do auto-relato ser amplamente utilizado em pesquisas e avaliações clínicas por sua facilidade de aplicação em menor tempo, os testes de desempenho possuem maior reprodutibilidade nas atividades usuais e são mais sensíveis às pequenas mudanças, além de menos influenciados por padrões cognitivos e culturais. Entre as desvantagens destes testes encontram-se a (a) necessidade de treinamento dos avaliadores; (b) necessidade de espaço adequado e (c) risco de lesões (GURALNIK et al., 1989).

Existem inúmeras baterias de avaliações funcionais na literatura. Pessoas da área de saúde precisam conhecer os benefícios, limitações e habilidades avaliadas em cada um dos testes para que se possa escolher com critério. A seguir a discussão dos testes mais aplicados aos idosos em diversas faixas etárias.

#### **2.2.3.1-Teste de 6 minutos de caminhada (TC6)**

A caminhada é o movimento mais comum ao ser humano (PRINCE, 1997) e uma das atividades básicas da vida diária. Assim, qualquer alteração nessa habilidade pode comprometer a qualidade de vida do indivíduo e reduzir sua independência. O “padrão ouro” para a análise da marcha compreende variáveis cinemáticas e dinamométricas (ex. plataforma de força) que envolvem análises complexas e de alto custo.

Uma das maneiras mais simples e baratas de avaliar a habilidade de caminhar, a tolerância ao exercício e a qualidade de vida, tem sido através de testes que medem a distância percorrida em um determinado tempo (BUTLAND, 1982; TERAMOTO, 2000; ENRIGHT, 2003). Esses testes começaram a partir do teste de 12 minutos de corrida, descrito por Cooper (1968) como indicador de desempenho físico em homens jovens e refletem a capacidade de independência na realização de tarefas da vida diária ou limitações funcionais (ENRIGHT, 200). A partir do teste de 12min de Cooper, Butland (1982) testou a possibilidade de realização desse teste com uma menor duração em pacientes com deficiência respiratória estável e correlacionou às distâncias percorridas nos testes de 2, 6 e 12 minutos. Para esse autor o tempo do teste não é crucial, uma vez que os três tempos correlacionaram-se fortemente (6min vs 12min,  $r=0,955$ ; 2min vs 12min,  $r=0,864$  e 2min vs 6min,  $r=0,892$ ). No entanto, o teste de seis minutos pareceu ser mais adequado, pois minimiza a variabilidade no teste de 12 minutos e o efeito inicial do teste (maior velocidade inicial). O Teste de seis minutos é o mais frequentemente teste pulmonar utilizado, além de fornecer medidas válidas e

confiáveis sobre a capacidade funcional do indivíduo (STEFFEN et al., 2002; GUYATT et al., 1985; AMERICAN THORACIC SOCIETY, 2002).

Posteriormente, TROOSTERS e colaboradores (1999) avaliaram a distância percorrida em 6 minutos (TC6) e os fatores determinantes desse teste em pessoas saudáveis com idade entre 50 e 85 anos, uma vez que até então não fora estabelecido um valor de referência para indivíduos saudáveis, apesar do grande uso do teste. Os 51 sujeitos foram encorajados a andar os seis minutos na maior velocidade possível. Nesse estudo, a média da distância percorrida foi de  $631 \pm 93$  m e foi 84 m maior em homens quando comparados com mulheres ( $p < 0.001$ ). O TC6 mostrou correlação com a idade ( $r = 0,51$ ;  $p < 0,01$ ), com a altura ( $r = 0,54$ ;  $p < 0,01$ ), peso corporal e sexo, juntos explicando 66% da variabilidade no TC6 e assim utilizaram essas variáveis para construção de um modelo de predição desta medida. Também foi observada correlação significativa com a força do quadríceps, porém não foi mencionado o valor. Uma das limitações foi a ampla variação de idade adotada entre os indivíduos testados, o que limita a adoção desses valores como referência.

Nota-se que variáveis como idade da amostra, instrução dada e até mesmo local onde o teste é realizado pode interferir no resultado do teste. Enright (2003) relata que até o número de pessoas por teste pode aumentar em 30% o resultado do teste quando comparado com resultados nos quais o sujeito é avaliado sozinho, simplesmente pela competição gerada entre os avaliados e, segundo o mesmo, idosos saudáveis devem obter resultados entre 400 a 700 m. Em estudo com duzentos e noventa indivíduos, com idade entre 40 e 80 anos, a distância média percorrida em seis minutos pelos homens foi de 576 m ( $n = 117$ , idade média = 59,5 anos) e pelas mulheres 494 m ( $n = 173$ , idade média = 62 anos) (ENRIGHT & SHERRIL, 1998). Estudos mostram que idosos com possibilidade de realizar menos de 320 m neste teste têm maior risco de perda da funcionalidade (JONES & RIKLI, 2002).

#### **2.2.3.2 - Teste de 30s de sentar e levantar da cadeira**

Levantar e permanecer em pé são uma das mais rotineiras atividades da vida diária (McCARTHY, 2004). Portanto, a realização dessa tarefa de forma eficaz é um indicador importante da independência física e pode ser uma medida do estado funcional. Csuka & McCarty (1985) foram pioneiros na padronização de um teste que

utilizou essa tarefa para medida de força e torque de membros inferiores. Em seu estudo foi medido o tempo para realização de dez movimentos de levantar e sentar da cadeira em 139 sujeitos saudáveis, com idade entre 20 e 85 anos, de ambos os sexos. Já nesse estudo, foi encontrada uma grande correlação entre a idade e o tempo de realização do teste ( $p < 0,0001$ ), sem diferença entre os sexos. Além do mais, os resultados encontrados correlacionaram-se com os dados de força e torque dos músculos extensores e flexores do joelho de homens e mulheres, de várias idades. Assim, esse teste tornou-se uma alternativa simples e barata para a avaliação dos membros inferiores. Porém, segundo Rikli & Jones (1999) e Guralnik e colaboradores (1995) adaptações foram necessárias para se evitar o efeito teto e também pelo fato de que idosos com mais de 71 anos mostraram-se incapazes de concluir o teste em sua totalidade. Rikli & Jones (1999) optaram por estabelecer um tempo (trinta segundos) ao invés do número de tentativas para realização do teste, pois assim, segundo essas autoras, qualquer indivíduo poderia receber um *score*, mesmo nos casos extremos. O objetivo é acessar a força e torque de membros inferiores necessária em tarefas como subir escadas, caminhar, sentar e levantar de cadeira, carro e banheira. Força e torque dos músculos plantiflexores, flexores do quadril e extensores do joelho têm forte correlação com desempenho neste teste (Mc CARTHY et al., 2004). Autoras afirmam que idosos com possibilidade para executar menos de oito movimentos têm maior risco de quedas (JONES & RIKLI, 2002)

### 2.2.3.3 – Teste *Foot Up & Go (FUG)*

A literatura apresenta diferentes testes para medir equilíbrio dinâmico e mobilidade funcional em idosos. Os mais comuns são *Foot Up & Go (FUG)* e *Timed Up & Go (TUG)*. Existe uma pequena diferença entre estes testes, o FUG deve ser realizado com o cone a 2,44m da cadeira e o TUG com marcação no chão a uma distância de 3 m. Ambos os testes avaliam o equilíbrio sentado, transferência da posição sentada para a posição em pé, estabilidade na deambulação e mudanças do curso da marcha sem utilizar estratégias compensatórias. Neste estudo foi utilizado o FUG para avaliar agilidade e equilíbrio dinâmico dos idosos, pois poucos autores arriscam definir tempo para o TUG, pois a literatura reporta valores entre 8,5 a 15s para idosos saudáveis (STEFFEN et al., 2002), enquanto o FUG apresenta tabela de referência bem determinada pelas autoras (RIKLI & JONES, 2001). No TUG, alguns autores referem que o tempo necessário para a finalização, em até 10 segundos é considerado normal

para adultos saudáveis, independentes e sem risco de quedas. Tempos entre 11-20 segundos é o esperado para idosos frágeis, com independência parcial e com baixo risco de quedas. Acima de 20 segundos indica dificuldade importante da mobilidade física e risco de quedas (PODSIADLO & RICHARDSON, 1991). Ambos os testes (TUG e FUG) podem ser uma ferramenta simples e barata para averiguar risco de quedas (RUBENSTEIN, 2006), pois idosos apresentam uma diminuição no equilíbrio e velocidade de contração muscular com a senescência.

Equilíbrio dinâmico pode ser definido como a capacidade de manter a postura durante o desempenho de uma atividade que tende a perturbar a orientação do corpo (FIGUEIREDO et al., 2007). Agilidade e equilíbrio dinâmico são exigidos em muitas manobras da vida cotidiana como andar desviando de outras pessoas e obstáculos (mesas, cadeiras, etc.), locomover-se carregando objetos, andar rapidamente pela casa para atender ao telefone ou campainha, descer do ônibus no tempo necessário, cozinhar.

Analisando a epidemiologia das quedas, os relatórios apontam que 50% das quedas ocorrem durante alguma forma de locomoção, pois os diferentes percursos impõem desafios como desviar de obstáculos, mudança de direção, alterações no comprimento do passo (WINTER, 2003). Agilidade está intimamente relacionada com outras capacidades físicas como força muscular, flexibilidade e velocidade (BARBANTI, 1997). O TUG e o FUG incluem uma seqüência de manobras funcionais usadas no cotidiano e por isso são indicados para detectar problemas de mobilidade entre os idosos (BISCHOFF et al., 2003). Cair durante manobras de mudança de direção (ex. como a apresentada nestes testes) são identificadas como forte preditores de fratura de quadril (THIGPEN et al., 2000). Para identificar pessoas com risco de queda o TUG tem sensibilidade e especificidade de 87% (SHUMWAY-COOK, 2000). JONES & RIKLI (2002) após estudos consideram que idosos com tempo de conclusão do FUG superior a nove segundos encontram-se na zona de risco para incapacidade funcional.

#### **2.2.3.4 – Teste de Sentar e Alcançar (SRT) - Banco de Wells**

Flexibilidade é considerada crucial para o movimento, sendo então um componente essencial da aptidão funcional do indivíduo, principalmente para o idoso (SHEPHARD et al., 1990). Sua diminuição além de restringir a possibilidade de movimentar-se (andar, calçar sapato, vestir roupa) aumenta o risco de lesões nas articulações (SPIRDUSO, 1995). A falta de flexibilidade está associada com problemas para executar e sustentar atividades físicas na vida diária (BERGSTROM et al., 1985;

JOHNSTON & SMIDT, 1970; MYERS & HUDDY, 1985) e muitos autores relatam que flexibilidade limitada no grupo muscular dos ísquio tibiais e lombares leva a limitações na velocidade da marcha, diminuição no comprimento do passo, problemas com equilíbrio dinâmico (BROWN, 1993) e aumento de quedas em idosos (ACSM 1998; GRABINER et al., 1993; RODACKI et al., 2009).

Por causa destas associações, versões do testes de sentar e alcançar (SRT) têm sido incluídos em baterias de testes para idosos (LEMMINK et al., 1995; OSNESS et al., 1990; RIKLI & JONES, 1999). Os SRT foram desenvolvidos para medir flexibilidade dos músculos posteriores da coxa e lombares, sendo primeiramente descritos por Wells e Dillon (1952). Após esta primeira descrição surgiram inúmeras derivações para este teste, sentado no chão – alcançar cadeira ou plataforma, sentar e alcançar com ou sem o banco de Wells (LEMMINK et al., 1995; OJA & TUXWORTH, 1995; OSNESS et al., 1990; RIKLI & JONES, 1999; SUNI et al., 1996). Autores encontraram moderada correlação deste teste em meninas de treze a quinze anos com flexibilidade dos músculos posteriores da coxa ( $r=64$ ) e baixa correlação com comprimento muscular dos músculos lombares ( $r=28$ ) (JACKSON & BAKEL, 1986). Correlações semelhantes foram relatadas por Jackson e Langford (1989) em mulheres com diversas faixas etárias, mas para o grupo de homens houve uma alta correlação com a flexibilidade dos músculos ísquio tibiais e moderada para lombares. Alguns anos depois, Jones e colaboradores (1998) adaptaram o teste de sentar na cadeira e alcançar em direção aos pés. Através da goniometria, mensuraram a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa e correlacionaram com coeficiente de 0.76 para idosas e 0.81 para idosos. Outros autores apresentaram correlação moderada para estes músculos em estudo também com idosos, sendo 0.57 para as mulheres vs. 0.74 para os homens, mas a correlação com os músculos lombares foi de 0.31 e 0.13, respectivamente. Estes autores concluem então que a correlação do comprimento dos músculos ísquio tibiais é representativa em homens e mulheres no SRT do solo, mas que os músculos lombares têm maior influência nas idosas (LEMMINK et al., 2003).

Embora SRT sejam os mais comumente usados na mensuração da flexibilidade de ísquio tibiais, existem limitações inerentes para adultos com problemas lombares ou que apresentem dificuldade para sentar com joelhos estendidos (JACKSON & BAKEL, 1986; MOSHER et al., 1982). Outra crítica encontrada a este teste tem sido a influência

da relação do comprimento entre os membros superiores e inferiores que podem influenciar a medida da flexibilidade, pois como o ponto inicial da mensuração é prefixado, indivíduos com membros inferiores curtos e superiores longos levariam vantagem, pois estariam mais próximos do início da escala (HOEGER & HOPKINS, 1992). O nível de protusão de ombros e da flexão da coluna torácica também são limitações relatadas no SRT (CHAGAS & BHERING, 2004).

### **2.2.3.5 – Teste Berg Balance Scale (TBBS)**

A independência para as AVD's inclui uma satisfatória execução de diversos movimentos como levantar-se de uma cadeira, flexionar-se e deambular. Para realizar estas tarefas de forma eficiente e segura o indivíduo necessita ter controle postural durante a realização dessas atividades, além de responder automaticamente aos movimentos voluntários do corpo e das suas extremidades, reagindo adequadamente às perturbações externas. Existe consenso de que quanto maior o número de fatores de risco presentes no idoso maior é a chance de queda (HILL, 2004).

A Escala do Equilíbrio de Berg foi proposta por Katherine Berg e colaboradores em 1989 e avalia o equilíbrio do indivíduo em 14 situações representativas de atividades do dia a dia. Os itens incluem tarefas de mobilidade simples (ex. ficar de pé, andar, transferir-se entre duas cadeiras, inclinar-se a frente) e tarefas mais difíceis (equilíbrio com pés em posição antero-posterior encostando ponta de um dos pés no calcanhar do outro (*tandem*), girar 360°, apoio sobre uma perna). Cada tarefa avalia aspectos distintos do equilíbrio como: diminuição da base de sustentação, alteração visual, aspectos rotacionais, transferências, deslocamento anterior, entre outras. A pontuação máxima a ser alcançada é de 56 pontos e cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas variando de 0 a 4 pontos, de acordo com o grau de dificuldade para execução da tarefa. A validação da BBS foi realizada aplicando-se a escala em 113 idosos moradores em uma casa geriátrica, 70 idosos que haviam sofrido acidente vascular encefálico e 31 idosos que concordaram em participar de um estudo laboratorial. A escala se correlacionou moderadamente com medidas de independência funcional e medidas laboratoriais de avaliação do equilíbrio. Mostrou-se consistente ao diferenciar idosos que faziam uso de dispositivos auxiliares para a marcha dos que não o faziam e também para prever idosos que haviam sofrido múltiplas quedas e foi fortemente correlacionada com desempenho funcional e motor de pacientes com acidente vascular

encefálico. Os autores, baseados em experiência clínica, utilizaram como nota de corte o valor de 45 pontos para diferenciar idosos independentes na marcha sem déficits de equilíbrio daqueles com distúrbios no equilíbrio e risco de quedas (BERG et al., 1992). A BBS foi traduzida para o português e adaptada transculturalmente para sua utilização no Brasil. A versão brasileira da BBS apresentou alta confiabilidade intra e inter observadores (ICC 0.99 e 0.98 respectivamente) comprovando a sua utilidade para avaliação do equilíbrio de idosos brasileiros (MIYAMOTO et al., 2004).

Atualmente, a BBS é largamente utilizada em pesquisas científicas, direcionada a idosos que vivem institucionalizados ou na comunidade. A escala foi desenvolvida para atender às várias propostas na prática clínica e em pesquisas: monitorar o estado do equilíbrio do paciente, o curso de uma doença, prever quedas, selecionar pacientes aptos ao processo de reabilitação e a resposta do paciente aos tratamentos (BERG et al. 1989; HALSSA et al., 2007). Idosos com escores < 45, como proposto por Berg e colaboradores (1992), mostram-se predispostos a múltiplas quedas (BERG et al., 1992). Outros autores contradizem estes dados, pois concluem que a Escala do equilíbrio de Berg em associação com fatores de saúde e demográficos não predizem quedas em idosos ativos, independentes e que vivem na comunidade, provavelmente pelo efeito-teto na pontuação (BOULGARIDES et al., 2003). Outros estudos reportaram também efeito teto e afirmaram que existe baixa especificidade do TBBS para avaliar idosos com melhor capacidade funcional e pode não prever quedas em idosos ativos, provavelmente pela falta de discriminação desse teste (FIGUEIREDO et al., 2007).

Dentre os instrumentos de avaliação do equilíbrio, o TBBS ressalta-se com relação aos demais, visto que avalia muitos aspectos diferentes do equilíbrio e necessita de pouco equipamento (cronômetro, cadeira, maca, banquinho, régua). No entanto, os 20 minutos necessários para administrar o teste são mais longos do que para administrar outros testes de equilíbrio existentes na literatura (FIGUEIREDO et al., 2007). Além disso, é necessário escolher a população a ser avaliada, pois há baixa especificidade da escala ao que se refere aos idosos com melhor capacidade funcional, pois além do efeito-teto da pontuação, as tarefas padronizadas no TBBS são pouco sensíveis às pequenas perdas funcionais.

Gazzola e colaboradores (2006) encontraram associação significativa na pesquisa entre a pontuação do TBBS e idosos com história de duas ou mais quedas, mas concluíram também que este teste não permitiu diferenciar pacientes que sofreram quedas dos que não sofreram. A não ser por dois itens que demonstraram contribuição significativa para discriminar indivíduos que sofreram uma queda de não quedantes - item nove, pegar objeto no chão e item quatorze, permanecer sobre uma perna (CHIU et al., 2003). Mas o TBBS é capaz de diferenciar pacientes com incapacidade funcional acentuada e maior comprometimento do equilíbrio funcional. O TBBS tem alta especificidade como teste de equilíbrio a que se propõe (96%), mostrando que indivíduos com *score* superior ou igual a 45 têm menor propensão a cair, mas a sensibilidade para detecção do risco de quedas mostrou-se baixa (53%), sendo necessária maior atenção e avaliações adicionais em idosos com *score* inferior a 45 (THORBAHN & NEWTON, 1996).



### 2.3. A MARCHA HUMANA

A marcha é uma habilidade motora extremamente complexa, composta por uma seqüência de movimentos cíclicos dos membros inferiores que geram o deslocamento do corpo (PERRY, 2005). Andar é um dos movimentos humanos mais naturais, existe com a finalidade de transportar o corpo com segurança e eficiência através do terreno desejado. Aprende-se a caminhar nos primeiros anos de vida e mantém-se o padrão maduro aproximadamente dos sete aos sessenta anos, sendo que com o envelhecimento existe um declínio gradativo no desempenho da marcha (PRINCE et al., 1997).

O andar humano é uma ação motora complexa porque requer controle de vários elementos e depende de uma série de interações entre dois membros inferiores multi-segmentados e a massa total do corpo (PERRY, 1992). A aparente simplicidade dessa ação desaparece quando se tenta uma descrição mais detalhada de todo o processo (ROSE & GAMBLE, 2006). Como se não bastasse a complexidade do andar, há vários fatores intrínsecos e extrínsecos que podem interferir nesse movimento. Sendo assim, distúrbios no sistema motor, músculo-esquelético e/ou sensorial, tipos de superfície e até mesmo a faixa etária (ex. idosos) podem alterar o padrão do andar. A versatilidade funcional permite aos membros inferiores se acomodarem prontamente a degraus, mudança de superfície e obstáculos no caminho da progressão (PERRY, 1992).

Conforme o corpo passa sobre uma perna de suporte, a outra perna balança à frente em preparação para a próxima fase de suporte e depois os papéis são invertidos (ROSE & GAMBLE, 2006). A transferência do peso corporal de uma perna para a outra ocorre quando os dois pés estão em contato com o solo (PERRY, 1992). O andar é composto por ciclos repetitivos de passos e passadas. Um ciclo do andar é caracterizado pelo início de um determinado evento por um membro e continua até que o mesmo evento se repita com o mesmo membro (SODERBERG, 1990). Um passo se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o membro contralateral e a passada se refere a um ciclo completo do andar, que se refere ao início de um evento por um membro até o início do mesmo evento com o mesmo membro (FIGURA 1).

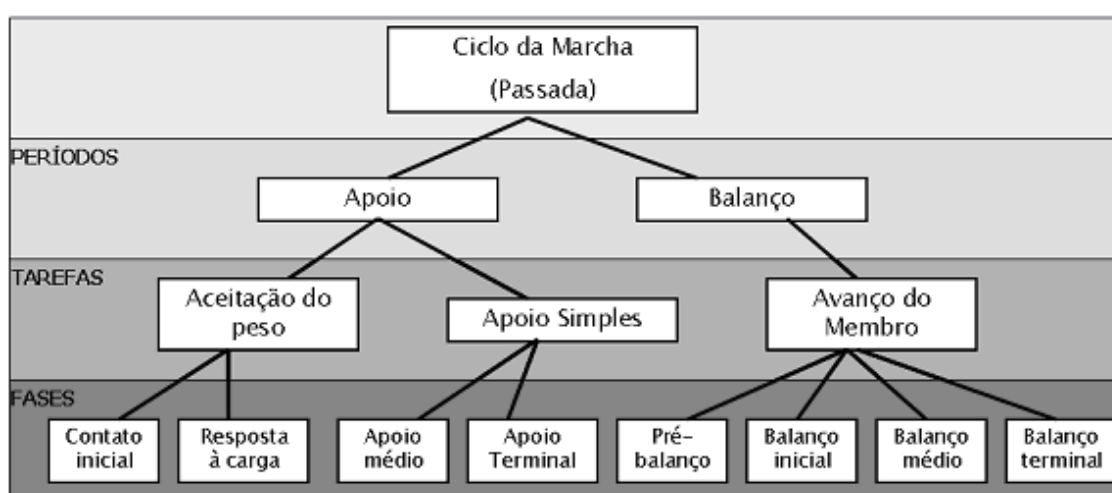


**FIGURA 1** - Ilustração referente ao passo (contato de um pé seguido de contato do pé contralateral na superfície) e da passada (dois contatos sucessivos do mesmo pé na superfície).

Essas alternâncias cíclicas na função de suporte e de transferência de peso corporal são essenciais ao processo de locomoção, associados a contínua força de reação do solo (ROSE & GAMBLE, 2006). Uma sequência dessas funções por uma perna é denominada ciclo da marcha (PERRY, 1992).

### 2.3.1 Ciclo da marcha

Em cada passada pode-se dividir o ciclo da marcha em dois períodos, apoio e balanço, conforme demonstrado na Figura 2. O **apoio** ocorre no período em que o pé está em contato com o solo. O período de **balanço** quando o pé não está em contato com o solo, ou seja, encontra-se no ar para o avanço do membro inferior (PERRY, 1992; ROSE & GAMBLE, 2006).





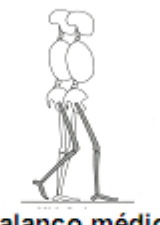





**FIGURA 2** – Divisões de um ciclo da marcha (Modificado de PERRY, 1992).

Esses períodos dividem-se em tarefas. A aceitação do peso é a ação mais complexa do ciclo da marcha, pois demanda a absorção do choque do calcanhar com o solo, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. O desafio é a transferência do peso do corpo para um membro que acabou de terminar o balanço para frente e tem um alinhamento instável.

Durante o apoio simples, um dos membros suporta o peso corporal nos planos sagital e frontal, enquanto a progressão do movimento continua. Durante 80% de um ciclo completo da marcha o indivíduo encontra-se na condição de apoio simples, tendo o seu centro de massa lançado à frente, o que gera instabilidade. A terceira tarefa do ciclo da marcha é o avanço do membro, quando o membro balança através de três posturas: elevação, avanço e preparo para apoio (PERRY, 1992). Para que as tarefas e os períodos do ciclo da marcha ocorram, são necessárias oito fases com objetivos funcionais e padrões de coordenação do movimento, conforme demonstra o quadro 02.

## QUADRO 2 – DIVISÃO E FUNÇÃO DAS FASES DA MARCHA

 <p><b><u>Contato inicial</u></b></p> <p>Intervalo: 0-2% do ciclo da marcha. Início do ciclo da marcha. O contato com o solo é feito pelo calcanhar. O quadril está fletido, o joelho estendido, e o tornozelo em dorsiflexão a posição neutra.</p>	 <p><b><u>Resposta à carga</u></b></p> <p>Intervalo: 0-20% do ciclo da marcha. O peso corporal é transferido à frente. O joelho é fletido para absorção do choque, o tornozelo em planti-flexão para o apoio do ante-pé ao solo.</p>
 <p><b><u>Apoio médio</u></b></p> <p>Intervalo: 10-30% do ciclo da marcha. Início do apoio unipodal, o MMII avança sobre o pé de apoio através da dorsiflexão do tornozelo, enquanto o joelho e o quadril estão em extensão.</p>	 <p><b><u>Apoio terminal</u></b></p> <p>Intervalo: 30-50% do ciclo da marcha Ainda em apoio unipodal, o calcanhar perde contato com o solo e o MMII avança sobre o ante-pé. O joelho aumenta sua extensão e logo após inicia a flexionar-se. O quadril aumenta sua extensão.</p>
 <p><b><u>Balanço médio</u></b></p> <p>Intervalo: 73-87% do ciclo da marcha. Avanço anterior do MMII pela flexão do quadril. O joelho estende em resposta à gravidade enquanto o tornozelo permanece em dorsiflexão.</p>	 <p><b><u>Balanço final</u></b></p> <p>Intervalo: 87-100% do ciclo da marcha. O avanço do MMII é completado pela extensão do joelho. O quadril mantém sua flexão anterior e o tornozelo permanece de dorsiflexão à posição neutra.</p>
 <p><b><u>Pré-balanço</u></b></p> <p>Intervalo: 50-60% do ciclo da marcha. Contato com o solo do MMII oposto inicia o duplo apoio. Aumento da planti-flexão e da flexão do joelho e redução da extensão do quadril.</p>	 <p><b><u>Balanço inicial</u></b></p> <p>Intervalo: 60-73% do ciclo da marcha. O pé perde contato com o solo e o MMII avança pela flexão do quadril e pelo aumento da flexão do joelho.</p>

NOTA: Membro inferior cinza analisado. FONTE: Modificado de Perry (1992).

Os eventos referentes ao ciclo do andar que foram apresentados são considerados eventos temporais. Dessa maneira, medidas relacionadas à velocidade, duração do período de apoio e do período de balanço e cadência (ou frequência) são normalmente investigadas nos estudos da marcha. O comprimento do passo e da passada também são referenciais importantes do desempenho da marcha. Em geral, o ciclo da marcha é normalizado pela porcentagem do ciclo, iniciando com o primeiro contato do pé no chão (0%) até o próximo contato deste no chão (100%). Com essa normalização, comparações entre indivíduos ou condições que apresentem durações diferentes são possíveis de serem feitas (WINTER, 1991). Estas medidas constituem as características da passada dos indivíduos e representam a capacidade básica do andar deles. Sendo assim, a velocidade do andar é considerada como uma medida fundamental, uma vez que ela define a razão do deslocamento das pessoas pelo tempo necessário para percorrer uma determinada distância (PERRY, 1992). Normalmente, os indivíduos são solicitados a selecionarem uma velocidade confortável para andar, que é tratada neste estudo como velocidade confortável. Para adultos normais, essa velocidade é em média 1,37 m/s (PERRY, 1992).

A cadência é o número de passos (ou passadas) realizados por um determinado período de tempo e é apresentada normalmente como passos/minuto (ou passadas/minuto). Sendo assim, a cadência pode ser calculada pela razão entre a velocidade da passada e o comprimento da passada. A cadência natural da marcha é aquela que o indivíduo atinge quando é instruído a andar o mais naturalmente possível (WINTER, 1991). Para adultos normais a cadência média é de 113 passos/minuto, sendo de 117 passos/minuto para mulheres e de 111 passos/minuto para os homens (PERRY, 1992).

A duração dos períodos de apoio e de balanço é apresentada em relação à porcentagem do ciclo da marcha (uma passada). Para a cadência natural, a duração do período de apoio é de aproximadamente 60% enquanto que do período de balanço é de aproximadamente 40%. No período de apoio, a duração do apoio duplo é de aproximadamente 20% do ciclo da marcha, sendo 10% no apoio duplo inicial e 10% no apoio duplo final (WHITTLE, 1996). É importante notar que à medida que a velocidade da marcha aumenta a duração do período de balanço também aumenta e a do período de apoio diminui (KIRTLEY et al., 1985).

Por outro lado, o comprimento da passada é a distância horizontal percorrida durante uma passada (WINTER, 1991). Essa distância, para adultos normais, é em média 1,41 metros (PERRY, 1992). A duração da passada (em segundos) pode ser definida pela razão entre o comprimento e a velocidade da passada e tem duração média de 1,03 s.

### **2.3.2 O Centro de Massa na marcha**

Com indivíduo na posição estacionária a meta é manter o centro de massa corporal (COM) dentro da base de apoio. Durante a caminhada o COM é movido continuamente fora da base de apoio e ambos os pés nunca estão absolutamente sobre o chão. Quando andamos, dois terços da massa corporal (cabeça, tronco e braços) estão equilibrados sobre dois membros em movimento e, como se não bastasse, o COM se desloca fora da base de suporte por cerca de 80% do período de cada ciclo da passada (FRANK & PATLA, 2003; WINTER, 1983). Portanto, além de complexo, o andar bípede é uma ação instável, assim, caminhar leva a um padrão de perder repetidamente e recuperar o equilíbrio (WINTER et al., 1990). Durante a marcha, o COM, apesar de não permanecer em uma posição fixa constantemente, tende a permanecer na pelve (INMAN et al., 1994). Conforme os membros direito e esquerdo alternam seus papéis de suporte, o corpo precisa deslocar-se de um lado para o outro causando uma mudança de altura na pelve, o que faz com que a massa do corpo mova-se para cima e para baixo (PERRY, 1992). O centro de massa deve descrever uma curva senoidal suave quando projetada no plano de progressão. O deslocamento vertical do COM é de aproximadamente 5 cm (ROSE & GAMBLE, 2006). O COM também se desloca lateralmente no plano horizontal, descrevendo uma curva senoidal, com valores máximos alternando entre o lado direito e o esquerdo, decorrente do suporte do peso no membro de apoio (ROSE & GAMBLE, 2006). Dentre os desafios para minimizar o deslocamento do COM, o sistema nervoso central precisa controlar a locomoção, garantindo uma fase de balanço segura - com o pé movendo-se em distância suficiente do chão - e então, a colocação suave do pé no chão, mantendo o equilíbrio dinâmico da cabeça, braços e tronco (WINTER et al., 1990).

A diferença potencial na altura do quadril é de aproximadamente 9,5 cm. Elevar repetidamente o corpo nessa distância tornar-se-ia rapidamente exaustivo. Os seis padrões de movimentos chamados ‘determinantes da marcha’ reduzem estes deslocamentos para apenas 2,3 cm e evitam mudanças abruptas, sendo todas formas de

conservação de energia. O movimento de rotação pélvica, inclinação lateral da pelve e flexão do joelho no período de apoio são considerados os principais mecanismos para redução do deslocamento vertical do COM. Os três determinantes restantes, interação entre joelho, tornozelo e pé e deslocamentos laterais da pelve pela ação dos adutores do quadril, quadríceps e isquiotibiais são responsáveis pela minimização da oscilação horizontal do COM (SAUNDERS et al., 1953). A interação destes determinantes representam uma melhora de 50% na eficiência da marcha (PERRY, 1992).

### 2.3.3 Ações musculares na marcha

Na marcha normal os músculos devem desempenhar suas ações de forma organizada, contraindo e relaxando de forma precisa e coordenada (ROSE & GAMBLE, 2006). A musculatura dos membros inferiores desempenha três funções distintas durante a locomoção: a frenagem dos segmentos movimentados pela energia cinética, o amortecimento dos choques e das vibrações e a aceleração dos segmentos em uma medida bastante fraca (VIEL, 2001).

Durante a fase de apoio ou sustentação percebe-se uma pronunciada atividade muscular com o intuito de equilibrar todo o peso do corpo que repousa sobre um pé, absorver o choque do calcanhar com o solo e promover a progressão sobre o pé de suporte para conservar energia (PERRY, 1992). A **estabilidade lateral** da pelve, durante a fase de apoio, deve-se basicamente aos músculos do **glúteo mínimo, glúteo médio e tensor da fáscia lata**, que ficam ativos durante a primeira parte do ciclo (PERRY, 1992; VIEL, 2001). A tensão dura até 30% do ciclo para o glúteo médio e até 40% do ciclo para o tensor da fáscia lata. A musculatura adutora é contraída no momento do contato com o solo para aumentar esta estabilidade da pelve (VIEL, 2001).

No **contato inicial**, o membro começa a desacelerar sua velocidade conforme se aproxima do solo. Essa frenagem é feita pela atividade simultânea da musculatura extensora e flexora do joelho. A contração excêntrica dos extensores do quadril desacelera a coxa e auxilia a extensão do joelho e no posicionamento do pé. No mesmo momento, o músculo tibial anterior inicia uma contração excêntrica para gradualmente posicionar o pé no chão (ROSE & GAMBLE, 2006). No início da **resposta à carga**, o joelho realiza uma leve flexão e inicia a extensão com uma curta contração concêntrica dos músculos extensores. A extensão do joelho é auxiliada pela contração excêntrica

dos plantiflexores do tornozelo. O glúteo médio contrai isometricamente e estabiliza a pelve no plano frontal (ROSE & GAMBLE, 2006). Com o contato do pé com o solo, ocorre o pico de ativação dos músculos adutor magno e glúteo máximo, exercendo um efeito extensor sobre o quadril e joelho. A musculatura abduutora do quadril realiza a estabilidade femoral e limita a queda contralateral da pelve em 5° (PERRY, 2005). A ação dos músculos tibial anterior e extensor longo dos dedos alcançam seu pico de intensidade no início dessa fase para restringir a taxa de plantiflexão passiva do tornozelo. Com isso, inicia-se a flexão do joelho para a absorção do choque do calcanhar com o solo na fase de aceitação da carga. O quadríceps aumenta sua ação até o pico de intensidade, sua função é limitar a flexão do joelho que foi iniciada para assegurar a estabilidade na aceitação da carga (PERRY, 1992).

No **apoio médio**, o centro de gravidade corporal alcança seu pico e é deslocado à frente momentaneamente (ROSE & GAMBLE, 2006). A progressão sobre o pé de apoio é transferida para a musculatura extensora do tornozelo. O músculo sóleo é o primeiro a ser ativado. A ação do músculo sóleo gera uma força de flexão plantar para restringir o avanço da tíbia. A extensão passiva do joelho é induzida pelo deslocamento anterior da tíbia mais lento que o do fêmur, que também assiste a extensão do quadril (PERRY, 1992). No **apoio final**, a extensão do joelho e a plantiflexão do tornozelo mantêm o joelho estendido com cerca de 3° a 5° de flexão (VIEL, 1991) e uma pequena contração dos plantiflexores aceleram o corpo à frente (ROSE & GAMBLE, 2006). O pico da ativação muscular do sóleo ocorre no final do apoio terminal. Isso ocorre para restringir o torque dorsiflexor do tornozelo e preservar a estabilidade no ante-pé, também para gerar um torque de flexão plantar suficiente para a saída do calcanhar do solo. A ativação do músculo gastrocnêmico ocorre após a do músculo sóleo. Este atraso na ativação está relacionado à ação flexora do joelho do músculo gastrocnêmico (PERRY, 1992).

Durante a **fase de balanço** do ciclo, o trabalho muscular é pouco marcado, ocorrendo uma regulação ativa do segmento oscilante com o objetivo de frear e de uma contração antecipatória, garantindo dessa forma o amortecimento do choque que virá a seguir (VIEL, 2001). No **pré-balanço** os flexores do quadril, geralmente por contração concêntrica, começam a levantar o membro e balançar à frente (ROSE & GAMBLE, 2006). O músculo adutor longo torna-se ativo nessa fase para restringir o torque de



abdução no quadril criado pela transferência do peso corporal de um membro para o outro. O alinhamento antero-medial também produz uma flexão do quadril, o resultado é um movimento inverso do quadril de hiperextensão para flexão. A ativação do músculo reto femoral ocorre ao final do pré-balanço. Seu papel é desacelerar a flexão excessiva do joelho. A capacidade flexora do quadril do músculo reto femoral também assiste o avanço do membro. Os músculos tibial anterior e extensor longo dos dedos tornam-se ativos no meio desta fase e rapidamente aumentam sua intensidade próxima ao pico. Essa dorsiflexão do tornozelo contém a flexão plantar residual do tornozelo (PERRY, 1992).

No **balanço inicial** termina a ação muscular dos músculos iliopsoas e reto femoral. O tornozelo inicia uma dorsiflexão para retirar o pé do solo. O **balanço médio** continua com a ação do pendulo passivo da perna (ROSE & GAMBLE, 2006). A ativação, praticamente simultânea dos músculos sartório, ilíaco e grácil, avançam a coxa. Complementado pela contração da cabeça curta do músculo bíceps femoral, aumentam o componente de flexão do joelho na sinergia do quadril e joelho para levantar o pé para o avanço do membro no balanço inicial (PERRY, 1992). Os adutores entram em ação no momento em que o calcanhar deixa o solo, empurrando à frente o segmento da coxa, fazendo-o passar de rotação interna relativa à rotação externa relativa (VIEL, 1991). O aumento da intensidade de ativação dos músculos tibial anterior, extensor do hálux e extensor longo dos dedos levantam o pé da sua posição de flexão plantar anterior (PERRY, 1992).

No balanço médio, a ação do músculo grácil é a única que ocorre ao redor do quadril. O controle do tornozelo também é variável, geralmente não há ativação muscular nesta fase (PERRY, 1992). No **balanço terminal**, o membro inicia a desaceleração pela contração excêntrica ou isométrica do isquiotibial, que reduz a flexão do quadril e a extensão do joelho. O tibial anterior mantém sua contração, porém de forma isométrica (ROSE & GAMBLE, 2006). O quadril flexiona para desacelerar o movimento enquanto o joelho permanece estendido, preparando o membro para o apoio limitando a perna em 30° de flexão e prevenindo uma hiper-extensão do joelho. Ao final da fase de balanço terminal, o músculo adutor magno e músculo glúteo máximo iniciam sua ativação conforme os isquiotibiais regressam. A ativação da musculatura do quadríceps assegura da extensão completa para o contato inicial (PERRY, 1992). Simultaneamente, a perna

de balanço prepara para o contato do calcâneo, gerando torque extensor através da ativação do vasto lateral, glúteo médio e eretores da espinha. Imediatamente, antes do contato do calcâneo há grande recrutamento do sóleo e diminuição da ativação do tibial anterior para melhor controle da plantiflexão (TIROSH & SPARROW, 2005).

A exata duração da fase de balanço e o comprimento do passo dependem da liberdade da perna de balanço. A prolongada ativação dos músculos flexores do quadril ou do joelho ou uma prematura contração dos posteriores da coxa podem modificar a liberdade da perna de balanço (ROSE & GAMBLE, 2006).

## **2.4 MARCHA EM IDOSOS - DESLOCAMENTO HORIZONTAL**

Dentre os vários estudos que investigaram aspectos biomecânicos referentes à população de idosos, os estudos que trataram da locomoção ocupam lugar de destaque. Estes inúmeros estudos justificam-se porque a mobilidade independente é um fator importante para autonomia dos idosos. Em geral, o foco principal dos estudos que tratam do andar de idosos está relacionado às mudanças no padrão da marcha e ao aumento no número de quedas nesta faixa etária (WINTER, 1991). Mudanças associadas ao envelhecimento afetam negativamente o equilíbrio e a marcha dos idosos, levando-os, geralmente, a adotar um padrão de marcha mais conservador do que os jovens (WINTER et al., 1990; ROSE & GAMBLE, 2006). A principal característica da marcha desta faixa etária é o decréscimo da velocidade. Há várias explicações que tentam justificar a diminuição da velocidade selecionada livremente pelos idosos. Entre elas menciona-se a diminuição na força muscular (NIGG et al. 1994) e uma consequência da redução da máxima extensão da articulação do quadril (RILEY et al., 2001a), ou porque o padrão conservador proporcionaria menor gasto energético (LARISH et al., 1988).

Mudanças associadas à senescência causam atraso na ativação muscular e diminuição da sincronia de membros inferiores (MENANT et al., 2009). A diminuição da velocidade decorre também do maior tempo gasto na fase de duplo apoio e do decréscimo do comprimento do passo. O aumento do tempo de duplo apoio pode ser reflexo de problemas do controle motor corporal durante a fase de apoio simples (ROSE & GAMBLE, 2006). Autores concluem que as variáveis espaço-temporais sofrem interferências com o incremento da velocidade, principalmente quando aos sujeitos são

impostos a velocidade de caminhada não habitual (LEE et al., 2005, ESTRAZULAS, 2005), ainda que estes idosos sejam capazes de aumentar a velocidade da marcha sem grandes dificuldades (NIGG et al., 1994). Esta diminuição na velocidade da marcha, desde que não prejudicial à autonomia do idoso, não deve ser considerada como malefício, mas como forma de melhorar a estabilidade (FERRANDEZ et al., 1996; WINTER et al., 1990) ou como forma de adaptação às mudanças neuromusculares e músculo-esqueléticas decorrentes do envelhecimento (RILEY et al., 2001).

#### **2.4.1 O Padrão Muscular e Cinemático do Idoso Durante o Ciclo da Marcha**

A contração muscular do idoso durante a marcha pouco difere do sujeito mais jovem em relação à cronometria muscular (VIEL, 2001). As maiores diferenças são em razão das capacidades de gerar tensão por causa dos processos degenerativos naturais ao envelhecimento (MCARDLE et al., 1996). O aumento da rigidez articular associada a redução da amplitude de movimento decorrentes do processo de envelhecimento podem limitar a habilidade dos músculos em gerar a força e variar a velocidade em diferentes terrenos. O decréscimo da impulsão do tornozelo e a redução da altura de vôo do pé no período de balanço suportam essa possibilidade. Os idosos também podem apresentar outros problemas como redução na altura máxima do pé em relação ao solo, balanço dos membros superiores e na rotação da pelve e joelhos, porém essas alterações podem decorrer da redução na velocidade da marcha e do comprimento da passada (ROSE & GAMBLE, 2006).

No sujeito idoso as articulações do quadril, joelho e tornozelo comportam-se com padrão similar ao do adulto jovem, porém com menores amplitudes de movimentação (MURRAY et al., 1969). Outros autores (LEE & CHOU, 2007) relataram uma diminuição no torque isométrico das articulações de tornozelo, joelho e quadril dos idosos variando de 34% a 54%.

Idosos saudáveis apresentam uma redução do pico de extensão do quadril no período de apoio e decréscimo do pico de plantiflexão do tornozelo no período de balanço, independente da velocidade da marcha (ROSE & GAMBLE, 2006; KERRIGAN et al., 2001). Isso se deve parcialmente à diminuição das capacidades contráteis da musculatura responsável por gerar e frear os movimentos (WINTER, 1991; MURRAY, CORY & CLARKSON, 1969) e a diminuição da complacência muscular ao estiramento

(KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001). Além da diminuição das amplitudes de rotação e inclinação da pelve, o idoso apresenta um aumento da inclinação anterior desse segmento (LEE et al., 2005; KERRIGAN et al., 2001). Tanto a redução da extensão do quadril como o aumento da inclinação anterior são observadas dinamicamente durante a marcha, mas não na posição estacionária em pé (LEE et al., 2005). Essa alteração é o mecanismo primário para a redução da amplitude do passo e da velocidade da marcha no sujeito idoso (KERRIGAN et al., 2001; RODACKI et al., 2009).

A amplitude de movimento do tornozelo na marcha nos idosos é de  $24.9^\circ$ , que corresponde a  $4.4^\circ$  menor que a amplitude dos jovens. A partir dos 30 anos, o ângulo de extensão do joelho no apoio médio aumenta cerca de  $0.5^\circ$  por década, enquanto ocorre um decréscimo de  $0.5^\circ$ -  $0.8^\circ$  por década na fase de balanço (PRINCE et al., 1997).

A amplitude de movimento do joelho na marcha reduz aproximadamente  $4^\circ$  nos idosos. No final da fase de balanço, os idosos mantêm uma leve flexão do joelho de aproximadamente  $5.3^\circ$ , enquanto os jovens realizam praticamente a extensão completa -  $0.5^\circ$  (WINTER, 1991). A velocidade de contato do calcanhar com o solo também é maior em idosos (1.15 m/s) do que em jovens (0.87 m/s). Essa velocidade de contato dos idosos aumenta as chances de escorregões e quedas (PRINCE et al., 1997).

A velocidade máxima da marcha e a potência da perna declinam com o aumento da idade. O decréscimo da força muscular geral requer um maior percentual de ativação muscular durante a marcha que pode levar ao uso de músculos alternativos para propulsão. Entre eles, a musculatura do quadril e da lombar, o que também sugere um mecanismo mais proximal do controle motor durante a marcha de idosos (ROSE & GAMBLE, 2006). Esta compensação geralmente ocorre com músculos bi-articulares que têm potencial para suprir a deficiência em outra articulação (JONKERS et al., 2003).

Entre os idosos, aumenta-se muito a probabilidade de que interferências externas nessa fase – como a colisão do pé com um objeto ou alterações da superfície do solo – criem momentos que não possam ser corrigidos a tempo de se evitar a queda. Como fator agravante, a velocidade com que o sujeito idoso toca o pé no solo, no início do ciclo da

marcha, é maior do que a do adulto jovem, aumentando ainda mais a probabilidade de acidentes neste instante do passo (WINTER, 1991).

#### 2.4.2 A força muscular e o processo do envelhecimento

O envelhecimento é um processo inevitável que conduz a uma perda progressiva de várias aptidões funcionais do organismo, as quais tornam vulnerável a saúde do idoso e limitam sua capacidade de realização das atividades do cotidiano (FLYNN et al. 1999; SCAGLIONI et al., 2003). Um dos maiores problemas associados ao envelhecimento é a diminuição da capacidade funcional e independência, causados pela **sarcopenia** (FRONTERA & XAVIER, 2002) e **adaptações neurais** (ENOKA, 1997; ROOS et al., 1997; SCAGLIONI et al., 2002). Esses fatores são importantes para diminuição da força muscular em idosos de ambos os gêneros (FRONTERA & BIGARD, 2002), pois além da quantidade de massa muscular, o processo de geração da força depende da habilidade do sistema nervoso em ativar efetivamente os músculos após ajustes permanentes do comando central sobre a resposta reflexa integrada espinhal (ENOKA, 1997).

Sarcopenia refere-se à perda de massa muscular, não apenas em quantidade, mas também na qualidade das fibras do músculo, mostrando uma diminuição nas fibras do tipo II, específicas para força. Pessoas de ambos os sexos também apresentam um aumento de tecido não contrátil intra-muscular (gordura) após os sessenta anos (KENT-BRAUN & YOUNG, 2000). Após os 50 anos de idade, a força muscular decresce cerca de 30%. Uma grande proporção desse declínio ocorre devido à redução do tamanho ou do número de fibras musculares do tipo II (LAMBERT & EVANS, 2002). Nas mulheres, a perda da capacidade funcional dos músculos começa mais precocemente. Dados transversais indicam perdas na contração voluntária máxima e na velocidade de contração aos 40 anos de idade, enquanto a velocidade de relaxamento é diminuída aos 50 anos (PAASUKE et al., 2000). Autores também verificaram (HUGHES et al., 2001) que a diminuição da força de preensão manual é de 3% ao ano para homens e de 5% ao ano para mulheres. Além disso, ocorre um declínio da força isocinética dos extensores do joelho em torno de 14% e dos flexores do joelho é de aproximadamente 16% por década, em ambos os gêneros.

A diminuição da força muscular nos membros inferiores tem sido demonstrada, em ambos os gêneros, como maior que a nos membros superiores (HÄKKINEN et al., 1994; LYNCH et al., 1999). Esse fato é explicado pela redução da ativação da

musculatura agonista, aumento da co-ativação da musculatura antagonista, decréscimo da tensão específica da fibra muscular, alterações na arquitetura muscular e no aumento da proporção de material não-contrátil na fibra muscular (MORSE et al., 2005). Essa diminuição da força muscular pode chegar a um estágio no qual um idoso não consiga realizar suas atividades de vida diária (exemplo: levantar-se de uma cadeira) e as habilidades funcionais, que podem levá-los à institucionalização, por isso, o declínio da força muscular tem sido apontado como um dos fatores de risco mais importantes associados às quedas (LAMOUREUX et al., 2002; MORELAND et al., 2004; LAMBERT & EVANS, 2002).

#### **2.4.3 Interação entre força muscular, marcha no idoso no deslocamento horizontal e quedas**

Idosos geralmente apresentam um padrão diferente da marcha quando comparado a adultos jovens (PRINCE et al., 1997). As alterações normalmente observadas na marcha dos idosos estão associadas à redução da força muscular decorrente do processo de envelhecimento (FIATORONE et al., 1993; FRONTERA & XAVIER, 2002). O decréscimo da força muscular leva os idosos a utilizarem um percentual maior de contração muscular durante a marcha. Isso pode levar ao uso de músculos alternativos para propulsão do pé, que pode alterar os parâmetros temporo-espaciais, como o tamanho e a velocidade da passada (ROSE & GAMBLE, 2006). Dentre as alterações mais comuns que acompanham o envelhecimento, a redução da elevação da perna de balanço em relação ao solo e o aumento da velocidade de contato do pé são apontados como fatores de quedas durante a locomoção do idoso (KERRIGAN et al., 2001). A redução da capacidade funcional da musculatura flexora das articulações do membro inferior pode causar uma diminuição na altura de elevação da perna de balanço e aumentar o risco de tropeços em objetos ou em irregularidades do piso (KERRIGAN et al., 2003). As alterações na capacidade funcional também podem afetar o controle do segmento inferior que acarretam um aumento na velocidade de contato do pé com o solo e podem aumentar o risco de escorregões e desequilíbrios (WINTER, 1991).

Geralmente os efeitos do envelhecimento sobre a marcha são exagerados nos idosos que caem muito. Existe a tendência à queda em idosos com a redução da velocidade na marcha e períodos de duplo apoio longos, apesar de essas alterações também estarem relacionadas com o medo de cair. O aumento da variabilidade das características da

passada como tempo de duplo apoio (ROSE & GAMBLE, 2006), comprimento do passo e velocidade também aumentam as chances de quedas (ROSE & GAMBLE, 2006; MICKLE et al., 2007). Quanto à largura do passo, passos mais largos podem aumentar a estabilidade lateral da marcha, mas autores (MICKLE et al., 2007) não encontraram correlação positiva desta variável com risco de queda acessado em trezentos e nove idosos.

A força muscular do quadril, joelho e tornozelo reduzem cerca de 3% por ano após os 50 anos de idade, acompanhados por uma diminuição da taxa de gerar força (PAVOL et al., 2002), essas alterações têm sido associadas às reduções nas amplitudes angulares durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998; 2001). No quadril, o aumento da inclinação anterior da pelve é atribuído à contratura crônica dos músculos flexores do quadril (KERRIGAN et al., 1998) e à tendência de colocar a musculatura extensora do quadril em um comprimento muscular mais favorável para atingir a demanda do movimento, ou seja, compensar a fraqueza muscular decorrente do processo de envelhecimento (PRINCE et al., 1997).

O aumento da flexão do joelho no final do período de balanço é atribuído ao decréscimo da demanda do grupo muscular quadríceps durante a fase de resposta à carga e também se relaciona com a redução do tamanho da passada observada em idosos (WINTER, 1991).

A redução da amplitude de movimento do tornozelo na marcha está associada à diminuição da força da musculatura planti e dorsi-flexora do tornozelo (PRINCE et al., 1997). As variáveis dinâmicas e espaço temporais sofrem interferências com o incremento da velocidade, principalmente quando os sujeitos são impostos a uma velocidade acima daquela que lhes é habitual (ESTRAZULAS, 2005). No decorrer dos anos, as mudanças anátomo-fisiológicas que o ser humano sofre podem desencadear mudanças no seu processo de independência. Apesar dos avanços médicos e tecnológicos, essas alterações ainda proporcionam grandes riscos aos indivíduos com idade avançada. No geral, idosos com histórico de quedas (tanto os que vivem na comunidade quanto em instituições) possuem uma fraqueza muscular significativamente maior que os que não caem (PAVOL et al., 2002).

## 2.4 O IDOSO NO DESLOCAMENTO EM ESCADA

Locomoção em escada está entre as mais desafiadoras e perigosas tarefas funcionais na vida diária de idosos e constituem aproximadamente 10% dos acidentes fatais nesta população (STARTZELL et al., 2000). Alguns autores relatam que esta tarefa é uma das cinco tarefas mais difíceis desempenhadas na terceira idade (WILLIAMSON & FRIED, 1996). A demanda musculoesquelética e cardiovascular para locomoção em escada requer informações dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular em vários estágios da tarefa. Esta empreitada pode apresentar grande dificuldade e risco para idosos, pois estes sistemas sensoriais são amplamente afetados pelo envelhecimento. Os estudos mostram que a sarcopenia, ou perda de massa muscular causada pelo envelhecimento é o principal responsável pelo declínio desta tarefa funcional (LARSEN et al., 2007, VERGHESSE et al., 2008). Com avanço da idade, sabe-se que além do declínio músculo-esquelético existem problemas visuais, proprioceptivos, cardiovasculares e cognitivos relacionados a dificuldade para locomoção em escada (STARTZELL et al., 2000). Estes declínios dos sistemas sensoriais e motores torna-se um problema ainda mais relevante diante de tarefas desafiadoras, como descer escada (MIAN et al., 2007).

Em 1994, mais de 78% dos indivíduos que morreram após quedas tinham 65 anos ou mais. Embora não existam dados demográficos exatos, é coerente assumir que mais de mil idosos morrem por ano nos Estados Unidos como consequência direta de queda em escada (STARTZELL et al., 2000) e dados similares têm sido relatados em outros países (HEMENWAY et al., 1994; SVANSTROM, 1974). Dados publicados no *National Safety Council* (1994) mostram que lesões não fatais também são mais comuns nesta faixa etária, quando indivíduos com 75 anos ou mais sofrem treze vezes mais lesões em escada que crianças entre zero e nove anos de idade e cinco vezes mais do que adolescentes. Mulheres que vivem sozinhas parecem ter risco aumentado para sérias lesões em escada (HEMENWAY et al., 1994), além de serem mais inseguras para realizar esta tarefa (HAMEL & CAVANAGH, 2004).

É de considerável importância notar que acidentes durante a descida na escada (fase descendente) são três vezes mais comuns do que durante a subida (fase ascendente), 75% vs 23%, respectivamente (TINETTI et al., 1988; SVANSTROM et al., 1974). Esta observação sugere que as demandas de controle durante a fase descendente da escada são maiores e representam maior risco de queda. Existe maior dificuldade nesta tarefa



porque para descer escada é necessário gerar maiores momentos articulares no tornozelo, joelho e quadril do que para subir escada. Na articulação do tornozelo, os momentos gerados na descida de escada são similares ao gerados durante a marcha. Porém, nesta mesma tarefa, os momentos de flexão gerados no joelho são três vezes maiores do que na marcha. Esta articulação recebe sobrecarga equivalente a seis vezes o peso corporal durante a fase de contato com o pé no degrau durante a descida (ANDRIACCHI et al., 1990). Reeves e colaboradores (2008) demonstraram que idosos geram momentos articulares no joelho e tornozelo similares aos de jovens ao descer escada, mas estes momentos são mais desgastantes para o primeiro grupo, pois estão próximos aos máximos possíveis de serem gerados. A maior disparidade entre grupos encontrada neste estudo foi relativa ao torque dos idosos na articulação do tornozelo, sugerindo maior dificuldade para completar o ciclo na descida da escada quando gerado menor momento pelos músculos envolvidos. Estes resultados indicam que idosos redistribuem os momentos articulares para manter as demandas da tarefa dentro dos limites seguros (REEVES et al., 2008). Apesar dos idosos relatarem que usar escadas no dia a dia é a tarefa mais difícil (REUBEN & SIU, 1990), surpreendentemente estes indivíduos não necessariamente usam menos escadas do que os jovens (STARTZELL et al., 2000). Por todas estas demandas extras necessárias durante a descida na escada, quando comparadas à caminhada, são necessários estudos que possibilitem prevenções futuras.

Quanto aos ângulos articulares, idosos têm diminuída a amplitude de flexão e extensão do joelho na descida em escada quando comparados aos jovens (idosos  $81.2 \pm 4.8^\circ$  vs  $86.1 \pm 5.4^\circ$  para jovens). A necessidade de flexão de joelho é maior durante a descida na escada, para levar a perna para o degrau inferior, do que na marcha no plano horizontal. Na articulação do quadril, houve diferença significativa para movimentos no plano frontal (adução/abdução) e no plano transversal (rotação interna / externa). A amplitude dos jovens para adução e abdução do quadril foi de  $10.1 \pm 2.2^\circ$ , comparado a  $12.9 \pm 3.2^\circ$  nos idosos. A rotação interna/externa do quadril também foi maior nos idosos,  $17.1 \pm 5.4^\circ$  vs  $23.6 \pm 6.6^\circ$ , respectivamente. Idosos também têm aumentado o tempo para dar uma passada ( $1.10 \pm 0.16s$  vs  $0.96 \pm 0.12s$ ) e deslocar-se na descida em escada quando comparados a adultos jovens ( $2.33 \pm 0.31s$  vs  $2.09 \pm 0.26s$ , respectivamente) (MIAN et al., 2007b).

A distância de colocação do pé no degrau durante a descida também tem se mostrado diferente entre jovens e idosos, 31,8 mm em média no primeiro grupo (COHEN, 2000) e 23,5 mm no segundo (SIMONEAU et al., 1991). Estes dados mostram que mesmo idosos saudáveis podem ter maior risco de tropeços, mas a distância do pé em relação ao degrau pode melhorar com uso de óculos com grau correto (SIMONEAU et al., 1991). Em geral, a maioria dos idosos relata dificuldade em controlar atividade com forte componente excêntrico como descer escada e frear o corpo ao sentar (LIN et al., 2004; LARK et al., 2003), isto também aumenta a predisposição às quedas (STARZELL et al., 2000).

#### 2.4.1- O Ciclo da Descida em Escada

Em cada passada, pode-se dividir o ciclo da descida em escada em dois períodos, apoio e balanço, conforme demonstrado na Figura 3.

Duplo apoio	Apoio Simples		Duplo apoio	Transferência da Perna	Colocação do Pé
Aceitação Do peso	Manutenção da Descida	Redução Controlada			
PERÍODO DE APOIO				PERÍODO DE BALANÇO	
0%	14	32 34	53 58 68	84	100%

FIGURA 3 - Fases temporais do ciclo normalizado de 0-100% na descida em escada (adaptado de Zachaweski et al., 1993)

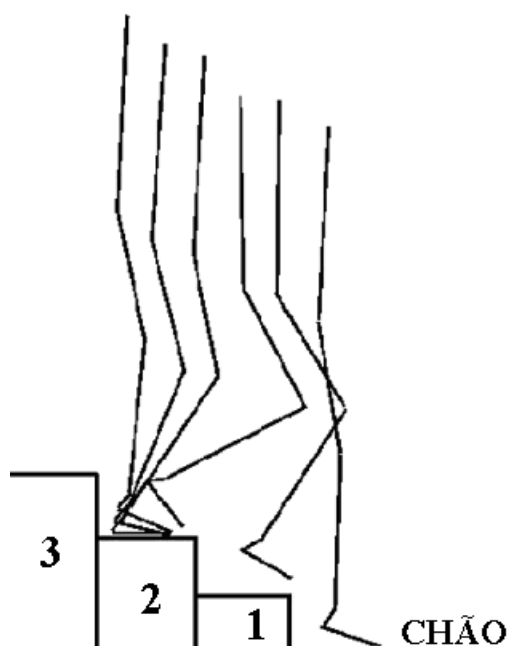
O **apoio** ocorre no período em que o pé está em contato com o degrau. Inicia no momento em que ocorre **toque do metatarso** no degrau (ANDRIACCHI et al., 1990). O período de **balanço** ocorre quando o pé não está em contato com o degrau, é iniciado quando o **metatarso perde o contato** com o degrau superior (ANDRIACCHI et al., 1990). Este período tem duração enquanto o membro inferior encontra-se em transferência para o degrau seguinte. Através da normalização (0-100%) pode-se definir que o período de apoio na fase descendente da escada compreende  $68\% \pm 2\%$  do total do ciclo e a fase de balanço o restante (ZACHAWESKI et al., 1993).

O **período de apoio** (0-68%) subdividi-se em fases: primeiro duplo apoio (0-14%), apoio simples (14-53%) e segundo duplo apoio (53-68%). As três tarefas da descida em escada são distribuídas através destas fases. A **aceitação do peso** ocorre na fase de

duplo apoio (0-14%) do ciclo descendente da escada. É a tarefa que inicia do primeiro contato do pé com degrau (0%) até o início do apoio simples (14%). A **manutenção da descida** é iniciada e finalizada durante o apoio simples e ocorre de 14-34% do ciclo. Nesta fase, o desafio é avançar o centro de massa corporal com mínimo de deslocamento vertical. Ainda no apoio simples (34%) é iniciada a tarefa de **redução controlada** (34-68%) que se estende até o final do período de duplo apoio, é quando diminuem os movimentos do centro de massa no plano transversal (ZACHAWESKI et al., 1993). O período de balanço compreende de 68-100% da normalização e é responsável pelas tarefas de **transferência da perna** (68-84%) e **colocação do pé** (84-100%).

#### 2.4.2 – Ações Articulares e Musculares no Deslocamento Descendente em Escada

As ações musculares são analisadas na descida de escada com três degraus, como a utilizada no presente estudo. O movimento de um membro descendo do degrau 3 para o 1 está representada na FIGURA 4.



**FIGURA 4** – Representação da escada com três degraus como a utilizada no presente estudo

#### **2.4.2.1 – Durante a Descida do Degrau 3 até Degrau 1**

No momento em que o metatarso perde contato com terceiro degrau, o joelho e quadril são fletidos e o tornozelo deste membro está em dorsiflexão submáxima. Durante a fase de balanço, quadril e joelho diminuem a flexão e o tornozelo é movido em plantiflexão. O bíceps femoral é o único músculo ativo do joelho no início do balanço e permanece ativo durante todo este período. O tibial anterior é ativado no meio do balanço e o gastrocnêmio fica ativo pouco antes do contato do metatarso com o degrau dois. No início da fase apoio, quando o pé toca este degrau, a articulação do quadril está levemente fletida enquanto que o joelho próximo de sua completa extensão. Então, o membro é movido para frente no médio-balanço, o quadril estende e, simultaneamente, ocorre externamente um momento flexor do quadril que inicia a contração dos músculos extensores do quadril (ANDRIACCHI et al., 1980).

No joelho, ocorre um momento extensor logo após o toque do metatarso no solo e assim é mantida uma leve flexão de joelho. Os extensores do joelho estão ativos na parte principal do apoio (ANDRIACCHI et al., 1980), no período de aceitação da carga corporal. O momento dorsiflexor do tornozelo atinge o máximo enquanto o tornozelo é transportado para frente em dorsiflexão. Então, os plantiflexores são ativados no apoio-médio e no balanço para facilitar a transição de planti para dorsiflexão.

Ao mover o membro do apoio-médio para o toque do metatarso no degrau inferior, o quadril permanece próximo de sua total extensão e o momento muda para flexor para mover o membro à frente. Antes do toque no degrau, o joelho começa a flexionar, atingindo a máxima flexão nesta tarefa e diminui antes que o pé atinja o degrau inferior. Anterior a este momento, a flexão do joelho está controlada pelos músculos extensores do joelho (reto femoral) que entram em ação para equilibrar o grande momento flexor gerado externamente e que permanece até que o pé toque o degrau de baixo. A máxima dorsiflexão ocorre momento antes deste toque e está associada ao aumento do momento dorsiflexor (ANDRIACCHI et al., 1980).

#### **2.4.2.2 – Durante a Descida do Degrau 2 para o Chão**

Nesta parte da tarefa, durante a descida do segundo degrau para o chão, o membro perde o contato com o degrau dois e, durante a fase de balanço, move-se em direção ao chão. Enquanto o quadril e joelho flexionam, o tornozelo é movido em flexão plantar. Durante o balanço, os músculos reto femoral e tibial anterior são ativados para o toque do meta durante a primeira parte do balanço, enquanto o vasto medial e

gastrocnêmico tornam-se ativos próximos ao final desta fase. No início do apoio, quando o meta toca o solo, o quadril ainda está moderadamente fletido, o joelho próximo de sua total extensão e o tornozelo em dorsiflexão. Então, o membro com apoio no chão move-se para frente no apoio médio, o quadril estende, o joelho flexiona levemente e o tornozelo flete também. No apoio médio, o momento gerado externamente no quadril tende a fletir esta articulação e o momento do joelho muda de extensão para flexão. Após o apoio médio, os momentos do quadril e joelho voltam a ser de extensão. O flexor do joelho (bíceps femoral) e o extensor do joelho (vasto medial) são ativados para o toque do pé e o vasto medial permanece ativado até o apoio médio. O gastrocnêmico torna-se ativo durante o apoio médio à medida que articulação do tornozelo se move da dorsiflexão para a plantiflexão durante a retirada do meta do degrau superior. A dorsiflexão aumenta durante o apoio para alcançar o seu máximo grau durante o apoio médio e, só então, mudar para plantiflexão próxima a retirada do meta. O músculo sóleo é ativado durante toda fase de apoio (ANDRIACCHI et al., 1980).

No joelho, os máximos momentos flexores ocorrem durante a descida entre degraus (do degrau 3 para o 1 - 146,6 N.m) e são aproximadamente três vezes mais altos do que os produzidos nesta articulação em outras atividades cotidianas, exigindo grande força dos extensores do joelho para contrabalançar. Ao final da descida, quando o indivíduo desce do degrau dois para o chão, este momento é 50% menor porque ambos os pés terminam no mesmo nível de altura. Talvez por isso, instintivamente, idosos com maior dificuldade para descer escada preferam executar a tarefa colocando os dois pés em cada degrau antes de progredir. Ainda assim, a descida de escada parece ser a mais estressante atividade cotidiana realizada pela articulação do joelho (ANDRIACCHI et al., 1980).

Na articulação do tornozelo, descida e subida de escada parecem produzir momentos flexores (para dorsiflexão) semelhantes. Mas para iniciar a tarefa de subir escada, ao sair do chão, a atividade produziu maiores momentos no tornozelo durante a fase de apoio (137,2 N.m). Uso de corrimão tradicional não teve influência na magnitude dos momentos flexo-extensores (ANDRIACCHI et al., 1980).

No quadril, os momentos externos de adução e abdução tenderam a aduzir esta articulação por toda fase de apoio. O máximo momento adutor foi observado durante a descida do segundo degrau para o contato com o chão (86,0 N.m) (ANDRIACCHI et

al., 1980). Este momento externo de adução gera mais alto momento interno de abdução na articulação do quadril durante a descida da escada (0,96 N.m/kg - KIRKWOOD et al., 1999). Na descida do degrau 3 para o degrau 1, os momentos adutores foram aproximadamente metade deste valor. Para o joelho, o máximo momento adutor também foi observado durante a descida do degrau 2 para o chão (59,5 N.m). Porém no tornozelo ocorreu o inverso, pois a maior dorsiflexão (momento flexor) ocorreu na descida, durante toda fase de apoio, do degrau três para o degrau um (47,5 N.m) (ANDRIACCHI et al., 1980).

Quando comparadas ativações musculares (EMG) entre jovens e idosos, estudo mostra que idosos têm pré-ativação do reto femoral 78,6% e 128% maior co-ativação de flexores/extensores de joelho pouco antes do toque do metatarso no degrau, do que indivíduos jovens. Além disso, idosos necessitam 94,6% maior tempo de apoio para iniciar a retirada do metatarso do degrau superior (HSU et al., 2007).

Predominam nos estudos a observação das ações musculares entre os grandes grupos musculares de membros inferiores, principalmente reto da coxa e bíceps femoral. Porém, estudos que avaliam ativação dos músculos abdutores do quadril relatam que a contração destes músculos exerce papel semelhante ao da fase de apoio da marcha. Durante a descida da escada, quando o pé toca o degrau inferior, os músculos abdutores do quadril têm que gerar momentos articulares com magnitude suficiente para sustentar o peso corporal sobre o membro de apoio. O impacto que gera o toque do metatarso no degrau de baixo é maior do que o gerado pelo toque do calcanhar durante a marcha, gerando reações musculares e articulares também de maior magnitude (KIRKWOOD et al., 1999).

#### 2.4.3 - O Centro de Massa no Deslocamento Descendente em Escada

Durante a descida em escada o centro de massa (COM) desloca-se anteriormente cerca de 60 cm e este é o mais significativo dos deslocamentos do centro de massa nesta tarefa. O deslocamento vertical é de cerca de 30 cm e o médio-lateral em aproximadamente 4 cm. Durante a tarefa de **aceitação do peso**, o COM **desce**. Na tarefa de **manutenção da descida** não ocorre deslocamento descendente adicional, mas na **redução controlada** o COM desce novamente. Lateralmente, o centro de massa deve descrever uma curva senoidal suave. O máximo deslocamento médio-lateral do COM ( $4,2 \pm 1,4$  cm) ocorre no meio do período de apoio (32% do ciclo da descida em escada) (ZACHAWESKI et al., 1993). Durante a tarefa de aceitação do peso (fase terminal do

duplo apoio), a queda do COM em direção ao membro contralateral de apoio é controlada, principalmente, pela flexão da articulação do joelho, contração excêntrica dos abdutores do quadril, extensores do joelho e dorsiflexores. Esta grande demanda excêntrica aumenta o risco de fadiga e tensão muscular (LIN et al., 2004). Além disso, o grande deslocamento anterior do COM durante a descida explica parcialmente a maior demanda para recuperar o equilíbrio e o porquê do grande risco de queda nesta atividade cotidiana.

## 2.5 - QUEDAS

A queda pode ser considerada um evento sentinela na vida de uma pessoa idosa, um marcador potencial de um importante declínio funcional instalado ou um sintoma de nova patologia. Seu número aumenta progressivamente com a idade em ambos os sexos, em todos os grupos étnicos e raciais (SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERIATRIA E GERONTOLOGIA, 2001).

As quedas representam um dos problemas de saúde públicas mais comuns enfrentados por idosos e está associado à mortalidade, morbidade, redução da capacidade funcional e institucionalização precoce (RUBENSTEIN, 2006; MASUD & MORRIS, 2001; BROWN, 1999; CUMMINGS et al., 1995; RUBENSTEIN et al., 1994; TINETTI et al., 1986; TINETTI & WILLIAMS, 1998).

Queda é denominada como o deslocamento não-intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial com incapacidade de correção em tempo hábil (PEREIRA, 1994; PEREIRA et al., 2001; BARAFF et al., 1997). As quedas geralmente resultam da interação de fatores intrínsecos e extrínsecos (MASUD & MORRIS, 2001) como alterações físicas decorrentes do processo de envelhecimento, doenças, estilo de vida, meio-ambiente e fatores sociais (NYBERG et al., 1996; GREENSPAN et al., 1994; SVENSSON et al., 1991; CUMMINGS et al., 1995; FARAHMAD et al., 2000; IVERS et al., 2000; SADIGH et al., 2004).

**Quedantes** têm sido classificados de diferentes maneiras na literatura. Em geral, quedante é o indivíduo que sofreu uma queda nos últimos 6 meses ou ano. Já o quedante recorrente é alguém que tenha caído duas ou mais vezes em um determinado período de tempo (MASUD & MORRIS, 2001). Evidências sugerem que pessoas que caíram uma única vez têm características físicas próximas aos não quedantes. Lord e colaboradores (1994) mostraram que parâmetros fisiológicos como sensibilidade a contrastes visuais, tempo de reação, equilíbrio e força de quadríceps são semelhante aos não quedantes e aos de idosos que sofreram uma única queda no mesmo período. Todos estes parâmetros são significativamente piores em quedantes recorrentes (LORD et al., 1994). Idosos têm maior rigidez, menor coordenação e padrão de marcha mais perigoso do que os jovens. O controle postural, tempo de reação, força e a altura do passo diminuem com envelhecimento, prejudicando a habilidade dos idosos para evitar quedas após



tropeços e escorregões (RUBENSTEIN, 2004). Jovens têm maiores chances de utilizar estratégias para recuperação do equilíbrio como as chamadas ‘estratégia do tornozelo’, ‘estratégia do quadril’ e ‘estratégia do passo’. Na primeira, o corpo se move como um pêndulo sobre a articulação do tornozelo. Na segunda, recobra-se o equilíbrio através da transferência frontal ou lateral do peso, estabilizando pelve e tronco para evitar a queda (HILLIARD et al., 2008; RUBENSTEIN, 2004). A estratégia do passo ocorre quando o centro de gravidade é deslocado além dos limites da estabilidade e consiste na rápida realização de um passo na direção antero-posterior a tempo de prevenir a queda. As estratégias do tornozelo, quadril e passo encontram-se representados na FIGURA 5.

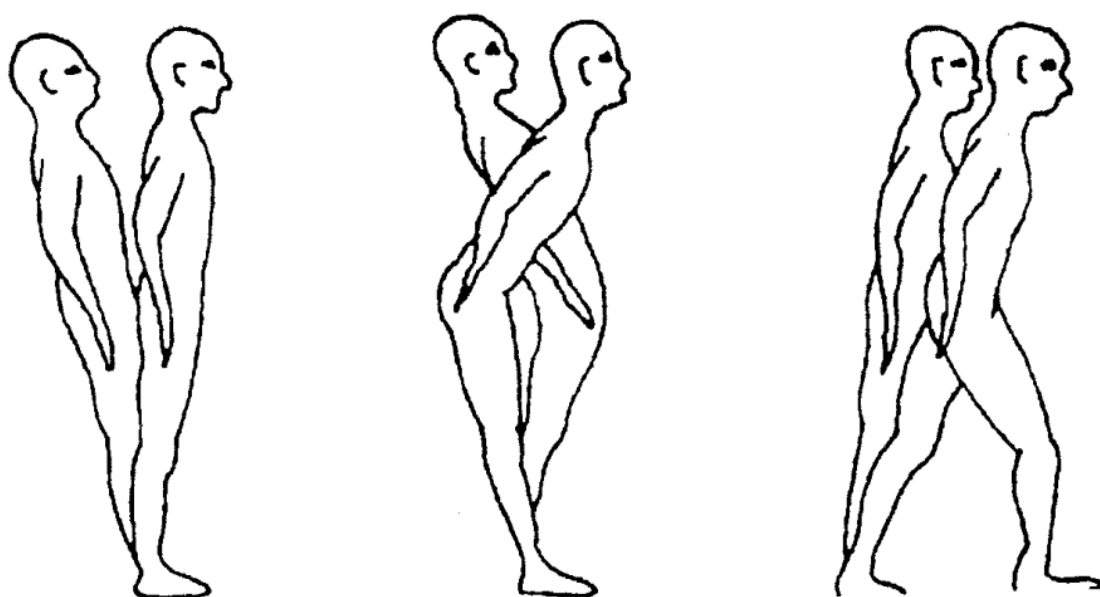


FIGURA 5 – Estratégia do tornozelo, quadril e passo (da esquerda para direita).

O problema das quedas na população de idosos vai além da alta incidência, pois crianças e atletas têm maior incidência de quedas. O perigo está na combinação da incidência aliada à fragilidade dos idosos (ex. osteoporose, reflexos lentos) que tornam estes eventos particularmente perigosos (RUBENSTEIN, 2004) tendendo a comprometer atividades da vida diária como jardinagem, alcance de objetos em armários e a própria marcha (LAJOIE & GALLAGHER, 2004).

#### 2.5.1 Prevalência

Nos Estados Unidos, entre 35-40% da população idosa com idade igual ou superior a 65 anos cai anualmente e 5% destas necessitam de hospitalização. Após os 75

anos de idade, as taxas de quedas são ainda maiores (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001), atingindo a elevada taxa entre 32-42% (MASUD & MORRIS, 2001) e nos idosos com mais de 80 anos, encontra-se a exorbitante taxa de 50% de idosos que caem ao menos uma vez ao ano (TINETTI et al., 1988). Cerca de 30% dos idosos em países ocidentais sofrem queda ao menos uma vez ao ano; aproximadamente metade sofre duas ou mais quedas (KING & TINETTI, 1995). A frequência é menor nos países orientais, onde cerca de 14% dos idosos caem uma vez ao ano e apenas 7,2% caem de forma recorrente (AOYAGI et al., 1998).

A taxa de queda de idosos com 65 anos de idade ou mais, em instituições e hospitais são quase três vezes maior do que aqueles que vivem na comunidade. As taxas de ferimentos também são consideradas maiores, cerca de 10-25% das quedas em instituições resultam em fraturas, lacerações e necessidade de cuidados hospitalares. Aproximadamente 75% das mortes relacionadas com as quedas ocorrem em idosos nessa faixa etária. Tanto a incidência quanto a severidade das complicações relacionadas com as quedas aumentam após os 60 anos de idade (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001).

Na Austrália, a frequência anual de quedas é de um em cada três australianos com essa faixa etária (LORD et al., 1993; DOLINIS et al., 1997; HILL & SCHWARZ, 2004) e de exorbitantes 49% para os grupos acima de 70 anos (MASUD & MORRIS, 2001). Além disso, 45.000 idosos são hospitalizados por ferimentos decorrentes destes acidentes, ou seja, quatro por cento de todas as admissões hospitalares são decorrentes das quedas (HILL & SCHWARZ, 2004). Na Europa, a porcentagem de idosos que teve pelo menos uma queda em um ano varia de 17% a 57% (STALENHOEF et al., 1997), enquanto no Brasil a porcentagem é de 30% (PERRACINE, 2000).

Idosos de 75 a 84 anos que necessitam de ajuda nas atividades de vida diária (comer, tomar banho, higiene íntima, vestir-se, sair da cama, continência urinária e fecal) têm uma probabilidade de cair 14 vezes maior que pessoas da mesma idade independentes

(PERRACINE, 2000). A frequência das quedas é maior em mulheres do que em homens da mesma faixa etária (SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERIATRIA E GERONTOLOGIA, 2001; GRAZIANO & MAIA, 1999) e podem ser causadas por desmaios, tropeços ou escorregões sendo que mais da metade ocorrem por tropeço (SAFE AGING NEWSLETTER, 2005).

### 2.5.2 Fatores de risco para quedas

A amplitude de problemas na marcha é responsável por 10 a 25 % dos idosos que caem, sendo a mais explícita causa de quedas. A habilidade de caminhar depende de componentes biológicos e mecânicos, incluindo mobilidade articular, particularmente das pernas e coxas, momento em que ocorre a ação muscular, bem como a intensidade destas ações, normalidade das informações sensoriais, incluindo visão, propriocepção e sistema vestibular. Problemas na marcha afetam 20-40% das pessoas acima de 60 anos e 40-50% dos idosos em idade acima de 85 anos, sendo metade destes problemas de natureza acentuada. Dez por cento das pessoas acima de 75 anos necessitam de ajuda para caminhar no próprio quarto, 20% são incapazes de subir um lance de escadas sem auxílio e 40% não podem caminhar 800 metros (RUBENSTEIN, 2004). A estabilidade do corpo depende da recepção adequada de informações de componentes sensoriais, cognitivos (orientação têmporoespacial; memória; capacidade de cálculo; capacidade de planejamento e decisão; linguagem - expressão e compreensão), integrativos centrais (principalmente cerebelo) e músculo-esquelético, de forma altamente integrada (BIRGE, 1999; PEREIRA, 1994). O efeito cumulativo de alterações relacionadas à idade, doenças, e meio-ambiente inadequado parecem predispor à queda (PEREIRA et al., 2001). Alguns estudos apontam como preditores de queda o sexo feminino, a raça branca, a presença de doenças crônicas, o uso de medicamentos, o déficit de equilíbrio (REKENEIRE et al., 2003), eventos de queda anteriores e o medo de cair (UENO et al., 2006; PLUIJM et al., 2006). Medo de cair é um importante sintoma experimentado por alguns idosos com algum nível de restrição física. Medo de cair pode afetar mais de 30% dos idosos e está associado com idade avançada, fragilidade, problemas de equilíbrio e redução de mobilidade. Este sintoma pode aparecer após uma queda, mas também para idosos sem este histórico (BRUCE et al., 2002). Uma das conseqüências deste sintoma é a diminuição dos níveis de atividade física, que levam a menores níveis de aptidão física e um ciclo que, além de aumentar o medo de cair podem predispor ainda mais às quedas.

A fraqueza muscular também está entre os principais fatores de risco para quedas e pode ser destacada por causar prejuízo locomotor e retardar as reações de equilíbrio (REBELATTO et al., 2007).

### 2.5.3 Fatores de risco intrínsecos

Vários estudos (PEREIRA et al., 2001; NYBERG et al., 1996; GREENSPAN et al., 1994; SVENSSON et al., 1991; CUMMINGS et al., 1995; FARAHMAD et al., 2000; IVERS et al., 2000; SADIGH et al., 2004) descrevem que em geral, os fatores de risco são classificados como:

#### a) Alterações fisiológicas do processo de envelhecimento:

- Diminuição da visão: redução da percepção de distância e visão periférica e adaptação ao escuro;
- Diminuição da audição;
- Distúrbios vestibulares (infecção ou cirurgia prévia do ouvido, vertigem posicional benigna);
- Distúrbios proprioceptivos: há diminuição das informações sobre a base de sustentação, os mais comuns são a neuropatia periférica e as patologias degenerativas da coluna cervical;
- Aumento do tempo de reação às situações de perigo;
- Diminuição da sensibilidade dos barorreceptores à hipotensão postural;
- Distúrbios músculo-esqueléticos: degenerações articulares (com limitação da amplitude dos movimentos), fraqueza muscular (diminuição da massa muscular);
- Sedentarismo;
- Deformidades dos pés.

#### b) Patologias específicas

- Cardiovasculares: hipotensão postural, crise hipertensiva, arritmias cardíacas, doença arterial coronariana, insuficiência cardíaca congestiva, síncope vaso-vagal (calor, estresse, micção) e insuficiência vértebro-basilar;
- Neurológicas: hematoma sub-dural, demência, neuropatia periférica, AVC e seqüela de AVC, acidente vascular cerebral isquêmico transitório, parkinsonismo, delírio, labirintopatias e disritmia cerebral.
- Endócrino-metabólicas: hipo e hiperglicemias, hipo e hipertireoidismo e distúrbios hidro-eletrolíticos;

- Pulmonares: DPOC e embolia pulmonar;
- Distúrbios psiquiátricos (ex.: depressão), anemia sangramento digestivo oculto, hipotermia e infecções graves (respiratória, urinária, colangite, sepse).

c) Medicamentos

- Ansiolíticos, hipnóticos e antipsicóticos;
- Antidepressivos;
- Anti-hipertensivos;
- Anticolinérgicos;
- Diuréticos;
- Anti-arritmicos;
- Hipoglicemiantes;
- Antiinflamatórios não-hormonais;
- Polifarmácia (uso de 5 ou mais drogas associadas).

#### 2.5.4- Fatores de risco extrínsecos.

Os principais fatores de risco ambiental são: iluminação inadequada, superfícies escorregadias, tapetes soltos ou com dobras, degraus altos ou estreitos, obstáculos no caminho (móveis baixos, pequenos objetos, fios), ausência de corrimãos em corredores e banheiros (PEREIRA et al. 2001; *AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION*, 2001). Mais de 70% das quedas ocorrem em casa, sendo que as pessoas que vivem sozinhas apresentam risco aumentado.

Os fatores ambientais são apontados como responsáveis por até 50% de todas as quedas (LACH et al., 1991; HILL & SCHWARZ, 2004), porém outros estudos consideram que essa estimativa subestima os fatores intrínsecos (CAMPBELL et al., 1997).

Além dos fatores de risco descritos acima, consideram-se como alto risco para as quedas, idosos do gênero feminino, com 80 anos ou mais, com equilíbrio diminuído, marcha lenta, com passos curtos, baixa aptidão física, fraqueza muscular dos membros inferiores, deficiência cognitiva, uso de sedativos e/ou polifármacos (BAZIRE, 1999; PEREIRA et al., 2001).

A identificação dos fatores de risco é de grande importância. Tinetti e Williams (1998) verificaram que a taxa de quedas em idosos sem nenhum ou com um fator de risco é de 27%, enquanto que para aqueles que possuem quatro ou mais fatores de risco a taxa de queda é de 78%. Cummings e Nevitt (1989) relataram que a taxa de quedas é de 10% para indivíduos com um fator de risco e para idosos com quatro ou mais fatores de risco associados este número aumenta para 69%.

Como visto, quedas têm causas multifatoriais. Além disso, a maioria dos idosos apresenta múltiplos fatores de risco associados que predisõem as quedas, por isso, a exata causa de cada queda dificilmente pode ser detectada (RUBENSTEIN, 2004).

#### 2.5.5- Consequências

O *National Health Interview Survey* indica que quedas são a maior causa individual de restrição das atividades diárias entre os idosos, responsável por 18% das restrições diárias (RUBENSTEIN, 2004). Aqueles que sofrem quedas apresentam um grande declínio funcional nas atividades de vida diária e nas atividades sociais, com aumento do risco de institucionalização (LAYBOURNE et al., 2008; FULLER, 2000). A queda pode assumir significados de decadência e fracasso gerados pela percepção da perda de capacidades do corpo potencializando sentimentos de vulnerabilidade, humilhação e culpa. A resposta depressiva subsequente é um resultado esperado (SATHLER, 1994).

Para o idoso, é mais lenta a recuperação das lesões causadas por uma queda, aumentando a chance de quedas subsequentes pela piora do condicionamento físico. Outra complicação pós-quedas é a síndrome da ansiedade, na qual o idoso diminui as atividades habitualmente realizadas pelo medo excessivo de cair novamente. Este ciclo contribui para o descondicionamento físico, fraqueza muscular e anormalidades na marcha e, a longo prazo, aumenta o risco de quedas (RUBENSTEIN, 2004).

Cerca de 40 a 60% das quedas levam a lesões, sendo 30 a 50% às pequenas lesões, 6% às lesões maiores e outros 5% resultam em fraturas (MASUD & MORRIS, 2001; SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERIATRIA E GERONTOLOGIA, 2001). Dentre as fraturas, destacam-se as de punho e quadril, sendo a primeira mais comum em pessoas de 65 a 75 anos. Após os 75 anos há o predomínio das fraturas de quadril, refletindo

uma provável diminuição dos reflexos para apoiar o corpo sobre a mão antes de chegar ao chão (RUBESNTEIN, 2004). As fraturas de quadril ocorrem em 1% dos idosos que caem (TINETTI et al., 1988; RYYNANEN et al., 1991; NEVITT & CUMMINGS, 1993) e está entre as piores conseqüências das quedas por ter grande número de fatalidades e também por levarem a severos problemas de saúde (ZETHREUS & JÖNSSON, 1997; SADIGH et al., 2004). Após fratura de quadril, estima-se que 75% das pessoas não retomam seus níveis iniciais de atividade e função (MOYLAN & BINDER, 2007). Além disso, estas fraturas são responsáveis por mais de 250.000 admissões hospitalares anuais nos Estados Unidos (SCHWARTZ et al., 1998). As projeções indicam que o número de fraturas de quadril por quedas irá triplicar em 2030. Globalmente, o total de casos poderia subir de 1.7 milhões em 1990 para 6.3 milhões em 2050, tornando as fraturas de quadril o maior problema de saúde pública em idosos do século XXI (WEI et al., 2001).

Cummings e Nevitt (1989) propuseram que as características das quedas são fatores fundamentais para o risco de fratura de quadril. Eles sugerem que os idosos com maior mobilidade e atividade estão mais inclinados a cair de frente, evitando assim o impacto sobre o quadril. Pessoas com dificuldades na marcha e/ou no equilíbrio estariam mais propensas a cair em uma posição com impacto no quadril (de lado). Além disso, idosos com menor força muscular e reação de proteção diminuída também estariam mais propensos, pela menor habilidade de amortecer uma queda com o braço (CUMMINGS & NEVITT, 1989) e estas quedas laterais aumentam o risco de fraturas de quadril em seis vezes (HAYES et al., 1996).

As quedas constituem a 6ª causa de óbito em pacientes com mais de 65 anos (FULLER, 2000) e já existem autores que estimam ser a 5ª causa (MOYLAN & BINDER, 2007). Além disso, são responsáveis por 70% das mortes acidentais em pessoas com 75 anos ou mais. Em idosos hospitalizados em decorrência de uma queda, o risco de morte no ano seguinte à hospitalização varia entre 15% e 50% (BARAFF et al., 1997).

Reduzir o risco de quedas é uma forma de minimizar os custos com a assistência ao idoso e se torna possível à medida que os fatores determinantes das quedas são identificados.

### 2.5.6 - Custos públicos

O *US Health Care Financing Administration* e o *Connecticut Long-Term Care Registry*, verificaram que, após uma queda, os gastos médicos com internações, serviços de assistência, emergências e cuidados especiais em casa são responsáveis por gasto médio de 19.440 dólares por idoso. Os ferimentos decorrentes das quedas representam 6% de todos os gastos médicos com pessoas acima de 60 anos nos Estados Unidos (MASUD & MORRIS, 2001; *AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION*, 2001).

Os custos australianos com quedas em idosos com mais de 65 anos de idade estão estimados em 498 milhões dólares australianos e tende a aumentar nos próximos anos (MOLLER, 2004; HILL & SCHWARZ, 2004). No Brasil, não existe uma estimativa específica dos gastos com quedas em idosos, mas sabe-se que os idosos que caem, quando são hospitalizados permanecem internados o dobro do tempo se comparados aos que são admitidos por outra razão (SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERIATRIA E GERONTOLOGIA, 2001; FULLER, 2000). O *U.S. Public Health Service* estima que dois terços das quedas são possíveis de prevenção (MASUD & MORRIS, 2001).

### 2.5.7- Prevenção das Quedas

Avaliar e apontar fatores de risco nas quedas dos idosos não é suficiente para diminuir a incidência e suas conseqüências. Por isso, a prevenção das quedas tem sido foco de vários estudos com as mais diferenciadas abordagens. As **categorias** identificadas nos programas de prevenção de quedas incluem fatores de risco multifatoriais como **acesso e gerenciamento dos fatores de risco, exercícios** gerais e específicos, **modificações no meio ambiente** e **educação** da população em foco.

**Programa de acesso e gerenciamento multifatorial de quedas** foi definido como uma avaliação ou acesso sistemático dos fatores de risco após a queda. Após identificar os fatores de risco, são feitas recomendações específicas para cada indivíduo. As avaliações mais comuns encontradas nos estudos referem-se a ingestão de remédios, visão, riscos do meio ambiente e pressão arterial ortostática. Programas de **exercícios** incluem atividades gerais e específicas. Como exemplo de exercícios gerais pode-se citar atividades como caminhada, ciclismo e outros movimentos cíclicos. Exercícios



específicos podem ser exemplificados como treinamento com foco em equilíbrio, força, flexibilidade. **Programas de modificação no meio ambiente** geralmente incluem visita profissional à residência do idoso com objetivo de detectar ambientes de risco (ex. pouca iluminação, tapetes com risco de escorregões, degraus) e possíveis modificações para prevenção de quedas. **Educação** do público de idosos inclui intervenções educacionais com alvo nos indivíduos, grupos ou comunidades. Isto pode ser feito com folhetos e cartazes nos centros onde há maior concentração de idosos (ex. postos de saúde, asilos) com informações sobre fatores de risco e aconselhamentos para prevenir quedas.

Em um estudo com um grupo estruturado de idosos que passaram por um programa de informações, não houve redução do número das quedas, porém foram verificados benefícios em curto prazo em atitudes e auto-eficácia. Portanto, programas educativos não devem ser utilizados isoladamente na prevenção de quedas em idosos (*AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION*, 2001). Em um estudo, foram realizadas adaptações ambientais nas casas de idosos logo após hospitalização. Esse estudo verificou uma redução na frequência das quedas, quando comparado ao histórico anterior, percebendo-se que a adaptação ambiental neste caso foi efetiva. Entretanto, a modificação ambiental isolada de outras abordagens não foi eficiente (CHANG et al., 2004; *AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION*, 2001).

As mais efetivas intervenções têm sido as categorias de acesso e gerenciamento e exercícios. Revisão nos remédios ingeridos também tem sido importante na maioria das intervenções com sucesso na prevenção de quedas (CHANG et al., 2004). Os medicamentos para fortalecimento ósseo são vastamente utilizados para prevenir ou tratar osteoporose. Eles reduzem as taxas de fraturas, porém não as taxas de quedas (*AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION*, 2001).

Na categoria de **detecção e gerenciamento multifatorial**, idosos receberam cuidados após detecção de fraqueza muscular, riscos do meio ambiente, hipotensão ortostática, efeito de medicamentos, disfunções da marcha, entre outros (RUBENSTEIN et al. 1990) e, após dois anos de acompanhamento, o grupo da intervenção apresentou redução de 26% nas hospitalizações, de 52% nos dias de internamento, comparados ao grupo controle no mesmo período. Quanto às quedas e mortes, houve diminuição de 9% e 17%, respectivamente. Os autores concluem que quedas são um sinalizador de desordens subjacentes identificáveis e que uma cuidadosa avaliação pós-quedas pode reduzir inaptidão física e custos envolvidos.

Close e colaboradores (1999) acessaram problemas como pressão arterial ortostática, visão, atividades da vida diária, meio ambiente, medicamentos, equilíbrio e marcha. Após doze meses de acompanhamento, o número de quedas do grupo intervenção e controle foi de 183 vs 510, respectivamente, concluindo que intervenções multidisciplinares para populações de alto risco podem diminuir as limitações funcionais e as quedas.

Na categoria dos **exercícios**, vários estudos têm demonstrado que programas de exercícios, sozinhos ou em combinação com outras intervenções, podem prevenir quedas (ROBERTSON et al., 2002), bem como reduzir os riscos de fraturas de quadril (SCHWARTZ et al., 1998). Os programas de exercícios utilizados em estudos com intervenções multifatoriais foram associados em todos, à redução de quedas. Embora os exercícios promovam benefícios, a melhor modalidade, intensidade e duração dos exercícios para prevenir quedas permanecem incertas (*AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION*, 2001).

O treinamento de **equilíbrio** associado a um programa de **fortalecimento muscular** em casa demonstrou reduzir as quedas entre mulheres com 80 anos de idade (CAMPBELL et al., 1997) e esses benefícios foram mantidos por pelo menos dois anos (CAMPBELL et al., 1999).

Em uma comunidade de idosos relativamente saudáveis, um programa intensivo de **força e resistência muscular** reduziu os riscos subsequentes de quedas (*AMERICAN*

*GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEADIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION* 2001). Em outro estudo com idosas, um programa de exercícios individuais em casa, composto por treinamento de força muscular e equilíbrio, verificou que houve redução tanto do número de quedas quanto dos ferimentos associados e, para aquelas que continuaram com os exercícios, os benefícios permaneceram evidentes após dois anos (CAMPBELL et al., 1999).

Em idosos pós-hospitalização e com mínimo de uma queda no último ano, exercícios de baixa intensidade mostraram diminuir o risco de quedas para pessoas com baixos níveis de aptidão física. A ressalva importante neste estudo (MORGAN et al., 2004) é que esta mesma intensidade de atividade física mostrou aumentar o risco de queda em idosos com melhores níveis de função física. A possível justificativa quanto à intensidade está no fato da baixa intensidade não ser suficiente para estimular o sistema muscular, pois estas pessoas podem não ter alcançado níveis limites de fraqueza. Quanto ao maior risco de quedas após a intervenção, pode ser justificado porque a inclusão de exercícios aumenta os níveis de atividades físicas diários, aumentando a exposição do idoso sem, no entanto, que os níveis iniciais de força, equilíbrio e flexibilidade tenham sido significativamente melhorados pela intervenção.

Mais difícil do que gerenciar e prevenir quedas recorrentes nos idosos é identificar causas específicas, quais possuem múltiplos fatores de riscos e os fatores passíveis de reversão (RUBENSTEIN, 2006). É consenso que a queda é um evento de causa multifatorial de alta complexidade terapêutica e de difícil prevenção, exigindo dessa forma uma abordagem multidisciplinar (STUDENSKI, 1997; PEREIRA, 1994; CONI & WEBSTER, 1998; RUBENSTEIN, 1998). O objetivo é manter a capacidade funcional da pessoa, entendendo esse novo conceito de saúde particularmente relevante para os idosos como a manutenção plena das habilidades físicas e mentais, prosseguindo com uma vida independente e autônoma (VIEIRA, 1996). Visando autonomia, a marcha também é um importante fator a ser estudado para prevenção das quedas, pois 45% das quedas ocorrem durante a marcha (ROSE & GAMBLE, 2006). Por isso, torna-se fundamental a compreensão das alterações na marcha com o envelhecimento, para que as intervenções para prevenir as quedas tornem-se eficazes.

Estas alterações do envelhecimento podem ser moduladas pela prática de atividade física, pois possuem forte impacto sobre a estrutura e o funcionamento do sistema neuromuscular (SCAGLIONI et al., 2003). Exercício físico regular é muito importante para saúde de idosos, dado o aumento da prevalência de doenças possíveis de prevenção através do exercício na senescência. Em detrimento destes inúmeros benefícios, um estilo de vida inativo ou sedentário é comum na sociedade Ocidental. Aproximadamente 25% dos adultos americanos são fisicamente inativos (*U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, PHYSICAL ACTIVITY AND HEALTH*, 1996). Este percentual aumenta com avanço da idade para aproximadamente 30% dos homens e 50% das mulheres na faixa dos 75 anos. Uma das possíveis causas para este aumento da inatividade em idosos é o medo de quedas que também aumenta com envelhecimento. Adicionalmente, benefícios do exercício para os idosos incluem aumento da longevidade, redução da depressão, diminuição das dores causadas pela artrose, redução dos riscos de quedas e fraturas e aumento da habilidade para manter-se funcionalmente independente (BRUCE, 2002).

Mulheres fisicamente ativas têm padrões de flexibilidade, equilíbrio e agilidade similares ao de jovens (RIKLI & JONES, 1986). Vários estudos têm reportado aumentos substanciais na força em resposta aos programas de atividade física em idosos (ANIANSSON et al., 1986; REEVES et al., 2004; FERRI et al., 2003; FRONTERA et al., 1988; FRONTERA & XAVIER, 2002; SCAGLIONI et al., 2003). Além do aumento de força e massa muscular, o treinamento de força pode aumentar a densidade mineral óssea, o equilíbrio dinâmico, os níveis totais de atividade diária do idoso, diminuindo risco de quedas e fraturas (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002).

## 2.6- FORÇA MUSCULAR EM IDOSOS

### 2.6.1 Desempenho muscular e o processo de envelhecimento

A força muscular é uma característica fisiológica e pode ser definida como a quantidade máxima de força que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um padrão específico de movimento (FLECK & KRAEMER, 2004). Estudos sobre este tema trazem evidências de que o músculo alcança sua força máxima entre a segunda e a terceira décadas de vida e mostra diminuição lenta ou imperceptível até cerca de 50 anos de idade. A partir da quinta década de vida, começa a declinar aproximadamente 12% a 15% por década, com perdas mais rápidas a partir dos 65 anos de idade (MACALUSO & DE VITO, 2004). Alguns autores citam perdas de força muscular próximas a 30% após os 50 anos. Grande parte deste declínio ocorre devido à redução do tamanho ou do número de fibras musculares (LAMBERT & EVANS, 2002). Entre os fatores importantes para a diminuição da força muscular estão a sarcopenia e a conseqüente diminuição da força muscular em idosos de ambos os gêneros (FRONTERA & XAVIER, 2002). Sarcopenia é caracterizada pela redução no número de fibras do tipo I e II e específica atrofia das fibras do tipo II (VERDIJK et al., 2009). Existe evidente ligação entre sarcopenia, diminuição da capacidade funcional, quedas, diminuição da densidade óssea (aumentando predisposição à fratura pós-queda) (KAMEL, 2003, LATHAM et al., 2004). Em geral, idosos com histórico de quedas (tanto os que vivem na comunidade quanto em instituições) possuem uma fraqueza muscular significativamente maior que os que não caem (PAVOL et al., 2002). Relatórios sobre quais músculos são mais fracos em idosos são variados. Entre os mais relevantes para a articulação do joelho estão os flexores e extensores e no tornozelo os planti e dorsiflexores (SKELTON et al., 2002; La ROCHE et al., 2009).

A taxa de desenvolvimento de torque é 20-40% menor para os músculos do joelho e tornozelo em idosos que caem do que nos que não caem (SKELTON et al., 2002; PIJNAPPELS et al., 2008; PERRY et al. 2007). Sabe-se que o declínio da força e da taxa do desenvolvimento de torque ocorre pela atrofia muscular, mas também está associada a diminuição relativa de força produzida por fibra muscular, velocidade de condução mais lenta e redução dos motoneurônios que chegam aos músculos (deservação) (La ROCHE et al., 2009).

Nas mulheres, a perda da capacidade funcional dos músculos começa mais precocemente. Dados transversais indicam perdas na contração voluntária máxima e na

velocidade de contração aos 40 anos de idade (PAASUKE et al. 2000). Já a diminuição da força de preensão manual é de 3% ao ano para homens e de 5% ao ano para mulheres (HUGHES et al., 2001). Além disso, ocorre um declínio da força isocinética dos extensores do joelho em torno de 14% e dos flexores do joelho é de aproximadamente 16% por década, em ambos os gêneros. Entretanto, a taxa de declínio na força muscular de flexores e extensores do cotovelo foi menor nas mulheres (2% por década) que nos homens (12% por década).

A diminuição da força muscular nos membros inferiores tem sido demonstrada, em ambos os gêneros, como maior que a nos membros superiores (HÄKKINEN et al., 1994; LYNCH et al., 1999). Esse fato é explicado pela redução da ativação da musculatura agonista, aumento da co-ativação da musculatura antagonista, decréscimo da tensão específica da fibra muscular, alterações na arquitetura muscular e no aumento da proporção de material não-contrátil na fibra muscular (MORSE et al., 2005). Essa diminuição da força muscular pode chegar a um estágio no qual um idoso não consiga realizar suas atividades de vida diária (exemplo: levantar-se de uma cadeira) e as habilidades funcionais, que podem levá-los à grande dependência das pessoas à sua volta e, até mesmo, a institucionalização. Por todos estes fatos, o declínio da força muscular tem sido apontado como um dos fatores de risco mais importantes associados às quedas (LAMOUREUX et al., 2002; MORELAND et al., 2004; LAMBERT & EVANS, 2002).

#### 2.6.2 Alterações na marcha decorrentes da redução de força muscular nos idosos

Idosos geralmente apresentam um padrão diferente da marcha quando comparado aos adultos jovens (PRINCE et al., 1997). As alterações normalmente observadas na marcha dos idosos estão associadas à redução da força muscular decorrente do processo de envelhecimento (FIATORONE et al., 1993; FRONTERA e XAVIER, 2002). O decréscimo da força muscular leva os idosos a utilizarem um percentual maior de contração muscular durante a marcha. Isso pode levar ao uso de músculos alternativos para propulsão do pé, que pode alterar os parâmetros temporo-espaciais, como o **comprimento da passada** e a **velocidade da passada** (ROSE & GAMBLE, 2006. LATHAM, 2004). A diminuição da velocidade da marcha, por si só, tem sido importante preditor da perda funcional em idosos (GURALNIK et al., 2000). Dentre as alterações mais comuns que acompanham o envelhecimento, a redução da **elevação da perna de balanço** em relação ao solo e o aumento da **velocidade de**

**contato do pé** são apontados como fatores para tropeços, escorregões e, conseqüentemente, para quedas durante a locomoção do idoso (KERRIGAN et al., 2001). A redução da capacidade funcional da musculatura flexora das articulações do membro inferior pode causar uma diminuição na **altura de elevação da perna de balanço** e também aumentar o risco de tropeços em objetos ou irregularidades do piso (KERRIGAN et al., 2003). As alterações na capacidade funcional também podem afetar o controle do segmento inferior que acarretam um aumento na velocidade de contato do pé com o solo aumentando o risco de escorregões e desequilíbrios (WINTER, 1991).

O aumento da variabilidade das características da passada como: **comprimento, velocidade e tempo de duplo apoio** também aumentam as chances de quedas (ROSE & GAMBLE, 2006). Geralmente, os efeitos do envelhecimento sobre a marcha de idosos que caem muito são exacerbados quando comparados aos idosos que não sofrem quedas. Existe a **tendência à queda em idosos com a redução da velocidade na marcha e períodos de duplo apoio longos**, apesar de essas alterações estarem relacionadas também com o medo de cair. A **força muscular do quadril, joelho e tornozelo** reduzem cerca de 3% por ano após os 50 anos de idade, acompanhadas por uma diminuição da taxa de gerar força (PAVOL et al., 2002), essas alterações têm sido associadas às **reduções nas amplitudes angulares** durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998; 2001). No quadril, o **aumento da inclinação anterior da pelve** é atribuído à contratura da musculatura flexora do quadril, mas ocorre também pela necessidade de colocar a musculatura extensora do quadril em um comprimento muscular mais favorável para atingir a demanda do movimento, ou seja, compensar a fraqueza muscular decorrente do processo de envelhecimento (PRINCE et al., 1997). O aumento da **flexão do joelho** no final do período de balanço é atribuído ao decréscimo da demanda do grupo muscular quadríceps durante a fase de resposta à carga e também se relaciona com a redução do tamanho da passada observada em idosos (WINTER, 1991). Conseqüências primárias da fraqueza nos músculos abdutores do quadril refletem-se sobre a fase de apoio do ciclo da marcha, diminuindo eficiência da perna de balanço, aumentando deslocamento médio-lateral do centro de massa (CHANG et al., 2005; MUNDERMANN et al., 2005), diminuindo comprimento do passo em idosos. Secundariamente, fraqueza nos músculos abdutores do quadril está relacionada ao aumento de cargas mediais na articulação do joelho (BENNELL et al., 2007; CHANG

et al., 2005; MUNDERMANN et al., 2005) e com desenvolvimento e severidade de artrose no compartimento medial desta articulação. Esta patologia está associada a dor e modificações, conseqüentemente, no padrão da marcha.

A redução da **amplitude de movimento do tornozelo** na marcha está associada à diminuição da força da musculatura planti e dorsi-flexora do tornozelo (PRINCE et al., 1997). Força dos músculos plantiflexores foi associada como determinante para velocidade da marcha de idosos, influenciando tanto a máxima quanto a habitual velocidade de caminhar (SUZUKI et al., 2000).

### 2.6.3 Benefícios do treinamento de força muscular em idosos

A redução da força muscular nos idosos promove alterações no padrão normal da marcha, aumentando o risco dos idosos sofrerem quedas. De fato, em um estudo verificou-se que a força muscular é um requisito crítico para locomoção com obstáculos e que programas de fortalecimento muscular seriam efetivos para ajudar os idosos a superarem desafios ambientais durante a marcha (LAMOUREUX et al., 2002). A musculação é uma das atividades mais recomendadas para idosos, pois mantém e aumenta a força muscular, melhorando os movimentos básicos diários (ZAWADSKI & VAGETTI, 2007). Sabe-se que o treinamento de força é eficiente intervenção contra sarcopenia, porque aumenta a função e estrutura muscular em idosos (VERDIJK et al., 2009; HUNTER et al., 2004; FRONTERA et al., 1988 e 2003; FIANTARONE et al., 1990; VALKEINEN et al., 2004; LATHAM et al., 2003).

Desde 1988, pelo menos 70 estudos foram publicados na literatura científica sobre os efeitos do treinamento de força muscular em idosos. Apesar de algumas diferenças na magnitude do efeito, a maioria dos dados demonstra que os exercícios resistidos resultam em melhoras significativas na função músculo-esquelética (FRONTERA & XAVIER, 2002). O treinamento de força muscular em longo prazo parece compensar a magnitude da perda de força e aumenta a capacidade de força absoluta dos indivíduos (KRAEMER, 1992a; MELTZER, 1994), pois é efetivo na melhora das propriedades contráteis da musculatura, na força e na velocidade de contração (OCHALA et al., 2005). O treinamento de força demonstrou que os idosos podem, além de conquistar, manter substancial aumento de força (HARDER, 2000). Os benefícios independem do avanço da idade, Fiantarone e colaboradores (1990) têm



demonstrado que indivíduos acima dos 90 anos de idade podem atingir bons ganhos de força em apenas oito semanas de treinamento.

O treinamento de força muscular também pode beneficiar a densidade óssea em idosos, porém essa compreensão é difícil, porque qualquer efeito envolve múltiplos fatores, incluindo a quantidade de atividade diária, o tipo e a duração do programa de treinamento de força, o nível de condicionamento e a genética (FLECK & KRAEMER, 2004). Estudo demonstrou que o treinamento de força de alta intensidade teve efeitos significativos sobre a saúde óssea, com aumentos reportados na densidade do fêmur e da coluna lombar após um ano de treinamento (NELSON et al., 1994). Este fato também diminui risco de fraturas em caso de queda. Além disso, o grupo de treinamento de força muscular demonstrou uma melhoria no equilíbrio, no nível total de atividade física e na massa muscular. Dessa forma, o treinamento de força muscular pode ter um efeito sobre a maioria dos principais fatores de risco para uma fratura óssea de origem osteoporótica (FLECK & KRAEMER, 2004).

A síntese protéica também parece ser afetada positivamente com o treinamento de força muscular. Autores examinaram o balanço de nitrogênio antes e após doze semanas de treinamento de força muscular de alta intensidade em homens e mulheres idosos. Eles verificaram que o treinamento de força aumentou a retenção de nitrogênio e também, que a constante infusão de  $^{13}\text{C}$ -leucina, revelou um aumento significativo na síntese protéica em todo o corpo (CAMPBELL et al., 1995). Outro estudo similar verificou que o treinamento de força muscular em idosos resultou em aumento significativo na síntese protéica muscular tanto em jovens quanto em idosos (YARASHESKI et al., 1993).

SADIGH e colaboradores (2004) verificaram uma melhora da funcionalidade em idosos após um programa de seis meses composto por exercícios de fortalecimento de membros inferiores, equilíbrio e treino da marcha. Apesar do treino da marcha ser um fator de grande importância na prevenção das quedas nos idosos, poucos estudos analisaram o efeito de um programa de exercícios sobre a cinemática da marcha de idosos (CAO et al. 2007). Alguns pesquisadores (BUCHNER et al., 1997; SAUVAGE et al., 1992) reportaram uma melhora mínima ou imensurável na velocidade da marcha após um programa de força muscular em idosos, mas outros (JUDGE et al. 1993; LORD et al. 1996) reportaram melhoras na velocidade após período de treinamento.

Estudo verificou, após um programa combinado de fortalecimento de membros inferiores, equilíbrio e treino da marcha com obstáculos, um aumento na amplitude do tornozelo na fase de pré-balanço. Também reportou uma redução da flexão do tornozelo e um aumento da flexão do joelho e do quadril na fase de oscilação (CAO et al. 2007). Apesar destas importantes constatações, este estudo **não** avaliou outras variáveis cinemáticas de grande relevância na marcha como os componentes do passo pélvico (VIEL, 2001), o centro de massa (PERRY, 1992) e as demais variáveis temporais que geralmente se encontram alteradas na marcha dos idosos (WINTER, 2001).

Em resumo, quando comparados padrões normais da marcha entre jovens e idosos, há muito se sabe que estes apresentam características marcantes na maneira de caminhar com componentes e parâmetros diferentes do adulto jovem (MURRAY et al., 1969). A maioria destas alterações são decorrentes da diminuição da força muscular de membros inferiores. O treinamento com peso tem demonstrado um meio efetivo de incremento da força muscular, de melhoria do estado funcional e prevenção na fragilidade do idoso (PETERSON et al., 2009). Nesta fase da vida os exercícios com peso devem ser priorizados, seguidos de estímulos para melhora do equilíbrio e, depois, de exercícios aeróbios (FIANTARONE, 1996). Através da prática da musculação, muitos problemas dos idosos podem ser amenizados, proporcionando uma vida mais saudável, funcional e tranqüila, melhorando a auto-estima e confiança, aspectos que também tendem a declinar nesta fase da vida. Exercícios orientados e prescritos criteriosamente desempenham importante papel na conservação, prevenção e recuperação da capacidade funcional do indivíduo, repercutindo positivamente em sua saúde. Estes não são capazes de fazer parar o processo de envelhecimento, mas podem retardar o aparecimento das complicações, interferindo positivamente em seu bem estar.

Muitos estudos sobre treinamento de força em idosos apontam benefícios para esta população (PERSCH et al., 2009; SCAGLIONI et al., 2003; FRONTERA et al., 1988; ANIANSSON et al., 1986), mas não foram encontrados estudos que comparem treinamento de força apenas para músculos abdutores e plantiflexores e sua relação com parâmetros da marcha e risco de quedas.

### 3 MÉTODOS

A oferta do programa de treinamento para a terceira idade foi realizada através de chamadas locais em rádio e TV e reuniões informativas nos centros comunitários próximos ao campus Politécnico da Universidade Federal do Paraná. Setenta e cinco idosos foram cadastrados para participarem da reunião de apresentação do projeto para a comunidade. Nesta reunião puderam-se apresentar os primeiros critérios para inclusão no estudo: (1) sujeitos com 60 anos completos ou mais; (2) disponibilidade para freqüentar as aulas de musculação 2<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup> e 6<sup>a</sup> no período da tarde; (3) realização de exame com médico participante do projeto.

#### 3.1 Critérios de exclusão

Dentre os critérios de exclusão, pelo médico estiveram: usuários de dispositivos para auxílio no desempenho das atividades diárias (bengala, andador, etc.), cirurgias articulares recentes, idosos com problemas crônicos cardíacos ou pulmonares, indivíduos que apresentaram contra-indicações absolutas ou relativas para as quais o protocolo de treinamento de força e testes propostos pudessem não ser recomendáveis.

#### 3.2 Procedimentos

Antes do início dos experimentos todos os participantes foram informados sobre os procedimentos experimentais e questões legais, de acordo com o consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1). Após concordarem com os procedimentos do estudo, os sujeitos foram submetidos ao exame médico e responderam ao questionário IPAC (*International Physical Activity Questionnaire*) com argüição feita por um dos participantes do grupo de pesquisa. O questionário utilizado encontram-se nos ANEXOS (II). Posteriormente os sujeitos foram alocados em três grupos. Para homogeneização da distribuição dos sujeitos três critérios foram aplicados: 1- determinação do nível de atividade física através do questionário IPAC para idosos (BENEDETTI et al., 2004); 2- sexo dos participantes: tentativa de igualar número de homens e mulheres participantes em cada grupo; 3- após esta pré-estratificação pelo nível de atividade física, foi realizada aleatorização da amostra.

Para observar o efeito do treinamento de força para diferentes grupos musculares sobre a funcionalidade, os idosos foram divididos em três grupos, sendo dois experimentais (GI e GII) e um grupo controle (GC):

- Grupo 1 (GI): idosos que participaram de programa de treinamento de força para pequenos grupos musculares (músculos abdutores do quadril e músculos plantiflexores).
- Grupo 2 (GII): idosos que realizaram programa de treinamento de força para grandes grupos musculares (músculos extensores e flexores do quadril e joelho).
- Grupo controle (GC): idosos que não fizeram parte dos grupos de treinamento de força.

As características dos participantes do presente estudo encontram-se descritas na TABELA 01. A análise estatística revelou que os grupos foram homogêneos (LEVENE) e apresentaram distribuição normal (SHAPIRO-WILK), indicando a similaridade entre eles. Tal fato indica que não houve influência na distribuição dos grupos.

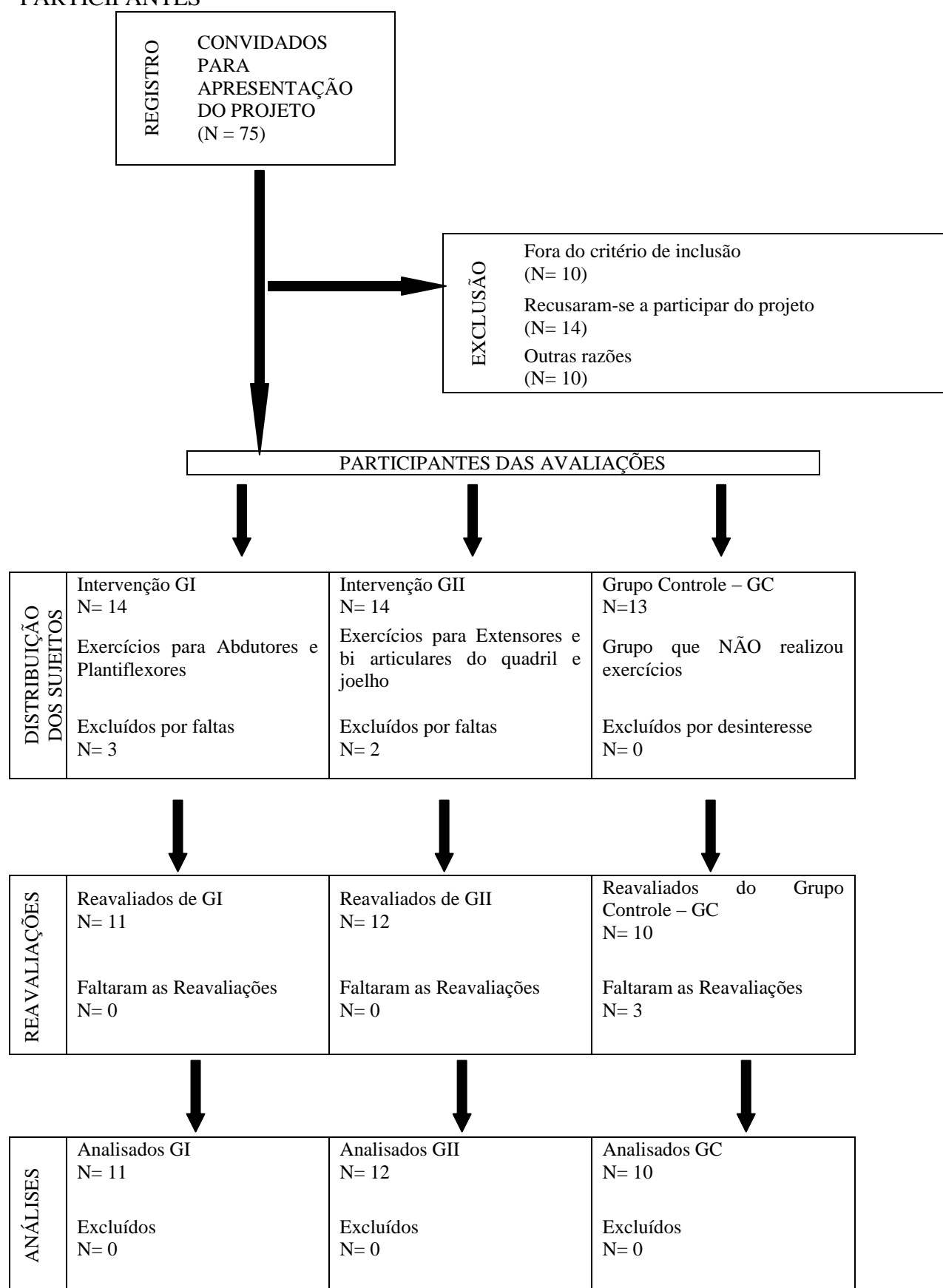
TABELA 01- CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA DO ESTUDO

	GRUPO CONTROLE	GRUPO EXPERIMENTAL	
		GI	GII
N	10	11	12
IDADE	64,6 ± 5,6	65,6 ± 4,9	64,6 ± 4,5
IMC	27,3 ± 4,5	29,2 ± 3,8	29,2 ± 3,7
IPAQ	ATIVO	ATIVO	ATIVO

NOTA: IMC - Índice de massa corporal; IPAQ - *International Physical Activity Questionnaire*.

A representação esquemática dos procedimentos de recrutamento, seleção e avaliação dos participantes encontra-se na figura 6.

FIGURA 6 – PROCEDIMENTOS DE RECRUTAMENTO E SELEÇÃO DOS PARTICIPANTES





### 3.2.1.1 - Determinações da força muscular isométrica e outras medidas de desempenho muscular de membros inferiores

O desempenho muscular foi mensurado por intermédio de uma célula de carga (Kratos, modelo IK-1C, Brasil), com capacidade de 500 Kgf. e resolução de 0.1 kg, um conjunto de cabos de fixação, uma placa conversora A/D (*National Instruments*, modelo NI USB 6218), conectados a um computador e analisados no software LABVIEW *Signal Express* 3.0. Os participantes realizaram sobre uma maca os testes de força isométrica para os músculos flexores e extensores do quadril, flexores e extensores do joelho, planti e dorsiflexores. Os testes para os músculos abdutores e adutores do quadril foram realizados com o indivíduo em pé. Para maior fidedignidade dos resultados, houve o objetivo de usar o menor comprimento possível do cabo de aço (evitando emendas entre os cabos) preso entre o *cuff* (velcro circular preso ao membro inferior direito do indivíduo) e a célula de carga.

Em posição decúbito dorsal realizaram os movimentos de extensão e flexão de quadril, dorsiflexão e plantiflexão do tornozelo. Em posição decúbito ventral os participantes realizaram os movimentos de flexão e extensão do joelho. Em todas as posições testadas os sujeitos eram posicionados de forma a manter um ângulo de 90° entre o segmento corporal e o cabo de força da célula de carga. Nos testes em que isso não foi possível, foi realizada uma correção matemática através da fórmula da força resultante do movimento. Tal correção buscou calcular a força resultante a partir do vetor de forças gerado sobre o cabo de força e seus respectivos componentes, utilizando a relação do seno e co-seno. Todos os sujeitos receberam instrução de que os movimentos deveriam ser realizados com máxima força e velocidade, instrução que foi reforçada a cada movimento aos participantes. A direção do movimento orientada aos participantes e as posturas utilizada no teste podem ser visualizadas na figura 9.

Os movimentos foram realizados no membro inferior direito por quantas vezes fosse necessário, de forma a se aproveitar o maior dentre três desempenhos (picos). Houve um intervalo de um minuto entre as tentativas com objetivo de minimizar os erros na avaliação pela fadiga da musculatura. O critério qualitativo para aceitação de cada tentativa esteve ligado à formação da curva obtida (em função do tempo) em cada tentativa. Esta curva deveria ser ininterrupta e com o gráfico formado com maior pico antes da fase descendente da parábola, como exemplificado na figura 8.

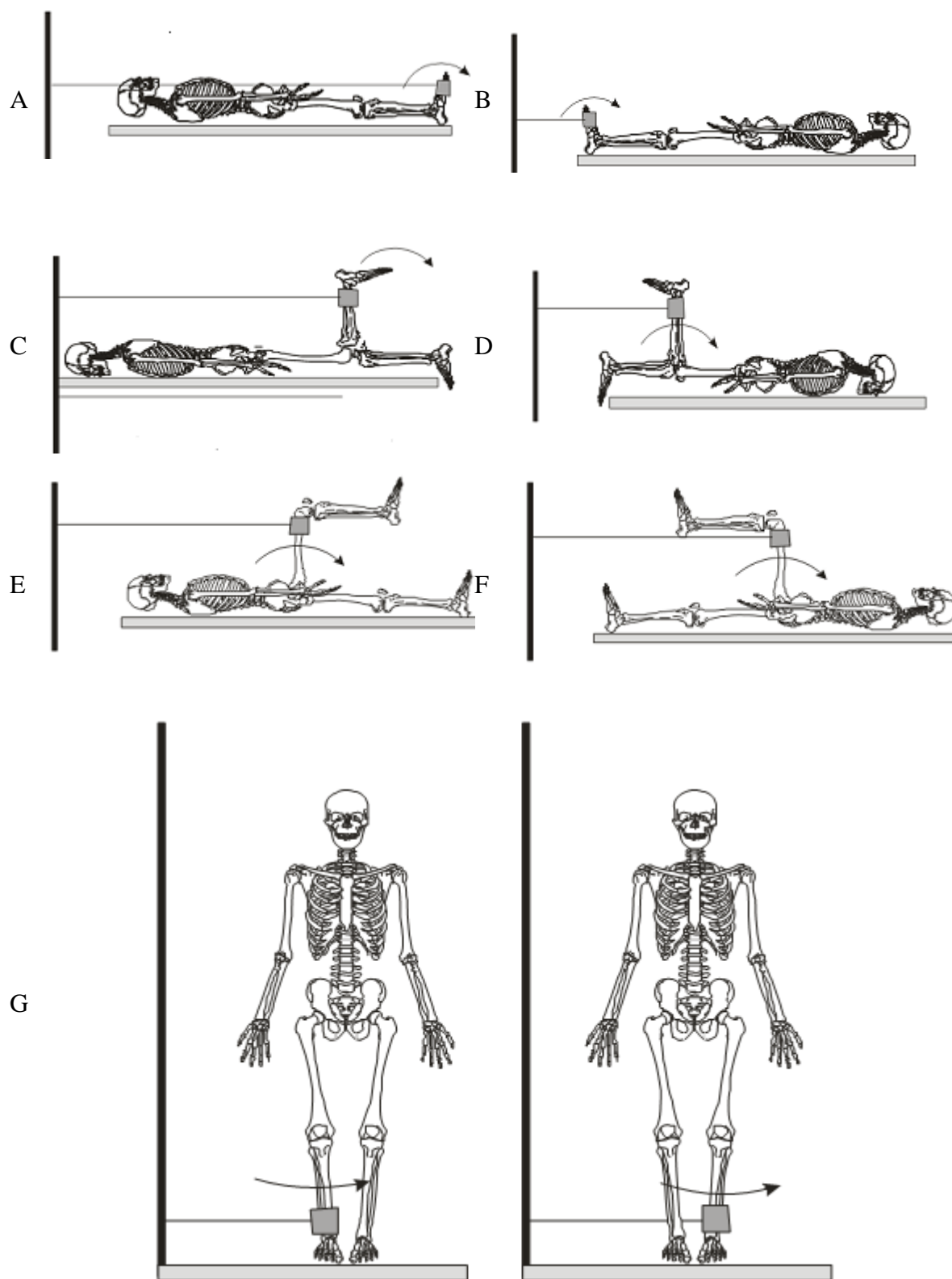
FIGURA 8 – Exemplo de curva aceita para avaliação do desempenho muscular



Para a avaliação da força muscular foi analisados os pico de força obtido no painel do dinamômetro através de uma máxima contração **isométrica** voluntária (**MIVC**).



FIGURA 9: Posturas e direção dos movimentos adotados pelos participantes para realização dos testes MIVC (BENTO et al., 2010)



NOTA: A) plantiflexores; B) dorsiflexores; C) extensores do joelho; D) flexores do joelho; E) extensores do quadril; F) flexores do quadril; G) adutores do quadril e abdutores do quadril (da esquerda para direita)

A partir do valor e da curva obtidos na MIVC foram calculadas outras medidas de desempenho muscular (torque ou pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque).

O **torque** muscular (N.m) foi calculado pelo produto do maior valor dentre as três tentativas da MIVC pelo comprimento (m) dos segmentos citados a seguir. Este valor também pode ser nomeado **pico de torque**. Para o cálculo do torque dos músculos flexores e extensores do quadril foi usada como referência a medida da coxa (distância do centro do *cuff* ao grande trocanter). Para os músculos abdutores e adutores do quadril foi utilizada a medida total do membro inferior direito (distância do centro do *cuff* ao grande trocanter), para os músculos planti e dorsiflexores foi utilizada a medida do pé do indivíduo (distância do centro do *cuff* ao maléolo lateral) e, para os torques obtidos dos músculos flexores e extensores do joelho foi utilizada a medida da perna (distância do centro do *cuff* ao côndilo lateral).

A **taxa de desenvolvimento de torque** (N.m/s) foi determinada pela curva fornecida durante a MIVC. Para este cálculo foi utilizado o coeficiente de inclinação da reta em relação ao desenvolvimento do torque em função do tempo. Para o cálculo do torque e da taxa de desenvolvimento de torque foi utilizado o programa Matlab (MATHWORKS, Inc.). O cálculo é feito através de uma rotina de programação no *software* (através da maior curva da MIVC encontrada dentre as três tentativas). A rotina processada pelo programa Matlab despreza 20% dos valores mínimos e 20% dos valores máximos da curva obtida, a fim de evitar valores extremos. Então, a taxa é calculada através de uma tendência linear e pelo coeficiente da reta (R), que também é fornecido ao final do processamento. A padronização dos testes é descrita a seguir e calculados o pico de torque em N.m ( $F \times d$ ) para os músculos adutores e abdutores do quadril e para os músculos flexores e extensores do quadril, joelho e tornozelo. As variáveis de desempenho de força I encontram-se descritas nas tabelas 02,03 e 04.

TABELA 02– CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA (MIVC)

Variáveis (N)	Definição
Força dos músculos abdutores do quadril	Pico máximo de força dos músculos abdutores do quadril
Força dos músculos adutores do quadril	Pico máximo de força dos músculos adutores do quadril
Força dos músculos extensores do tornozelo (plantiflexores)	Pico máximo de força dos músculos plantiflexores do tornozelo
Força dos músculos flexores do tornozelo (dorsiflexores)	Pico máximo de força dos músculos dorsiflexores do tornozelo
Força dos músculos flexores do quadril	Pico máximo de força dos músculos flexores do quadril
Força dos músculos extensores do joelho	Pico máximo de força dos músculos extensores do joelho
Força dos músculos flexores do joelho	Pico máximo de força dos músculos flexores do joelho
Força dos músculos extensores do quadril	Pico máximo de força dos músculos extensores do quadril

TABELA 03- TORQUE ou PICO DE TORQUE

Variável de Força (N.m)	Definição
Torque dos músculos abdutores e adutores do quadril, flexores e extensores do quadril e joelho, planti e dorsiflexores	Produto do pico máximo de força (MIVC) de cada grupo de músculos pelo comprimento do membro inferior, coxa, perna e pé, respectivamente

TABELA 04- TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE TORQUE

Variável de Taxa de Desenvolvimento de Torque (N.m/s)	Definição
Taxa de desenvolvimento de torque dos músculos abdutores e adutores do quadril, flexores e extensores do quadril e joelho, planti e dorsiflexores	Coefficiente de inclinação da curva fornecido pela maior MIVC de cada grupo muscular

As alterações de força isométrica e torque conseqüentes do programa de força foram determinadas pela diferença dos valores obtidos no teste de força isométrica máxima (MVIC) e nos testes de uma repetição máxima (1RM) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento.

### 3.2.1.2 Avaliações funcionais

O conjunto das avaliações de funcionalidade foi realizado no segundo dia dos testes, na quadra poliesportiva do DEF-UFPR (Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná). Foram selecionados cinco testes de grande utilização nas pesquisas científicas. Detalhes sobre os protocolos, bem como as tabelas de classificação dos idosos por idade encontram-se nos ANEXOS (I).

- Aptidão Cardiorrespiratória - Teste de Caminhada de Seis Minutos Adaptado (TC6) (BUTLAND, 1982)

Quatro cones foram dispostos nas pontas da quadra poliesportiva, visando que os participantes caminhassem o mais próximo possível das linhas de delimitação da quadra. Os participantes foram orientados a caminhar durante seis minutos o mais rápido possível, sendo encorajados por comandos verbais a cada minuto. Permitiu-se que os participantes estabelecessem seu ritmo individual na caminhada e fizessem interrupções quando necessário. Foram registrados os metros percorridos durante os seis minutos do teste. O teste de caminhada de seis minutos (TC6) é de simples realização, capaz de mensurar com segurança a capacidade funcional e o protocolo foi realizado respeitando as indicações do *American Thoracic Society*.

- Força e Torque de Membros Inferiores - Teste de Levantar da Cadeira em 30 seg. (RIKLI & JONES, 1999)

Antes do início do teste foi feita uma demonstração para ilustrar ao participante o posicionamento para execução do movimento. Foi solicitado ao participante que fizesse uma tentativa antes do início do teste. O avaliado inicia o teste sentado no meio de uma cadeira de encosto reto (sem braços) apoiada na parede. O participante precisava manter as costas retas, pés apoiados no chão e braços cruzados contra o tórax. Ao sinal “Atenção, Já!”, o avaliado se levantava, ficando totalmente em pé e então retornava a posição completamente sentada. Este movimento (levantar/sentar) deve ser realizado o maior número de vezes possível durante trinta segundos. Foi registrado o número total de movimentos completos executados corretamente durante os trinta segundos.

- Flexibilidade - Teste de Sentar e Alcançar - Wells e Dillon (1952)

Este teste avalia o nível de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa e lombares. O indivíduo sentou-se de frente para o banco, colocando os pés descalços no

apoio com os joelhos estendidos. Ergueu os braços com mãos sobrepostas, levando as duas mãos à frente o máximo possível, tocando a régua do banco e permanecendo da posição por 3 segundos. Foi escolhida a maior dentre duas tentativas realizadas.

▪ Equilíbrio - Teste *Berg Balance Scale* (BERG et al., 1992)

A avaliação de equilíbrio dos participantes foi realizada através de 14 testes onde a somatório do *score* final pode auxiliar a avaliar o quanto a intervenção com exercícios de força teve influência sobre o equilíbrio dos idosos. Em ANEXO os testes com seus respectivos cuidados durante aplicação.

▪ Agilidade e Equilíbrio Dinâmico - Teste *Foot Up and Go* (RIKLI & JONES 1999)

Este teste foi iniciado com o avaliado totalmente sentado na cadeira e esta encostada na parede, mãos na coxa e pés totalmente no solo (um pé podia estar ligeiramente avançado em relação ao outro). Ao sinal de “partida” o avaliado levantou-se da cadeira (podendo empurrar as coxas ou a cadeira), caminhou o mais rápido possível (sem correr) à volta do cone posicionado a sua frente, por qualquer dos lados, a uma distância de 2,44 metros – medida desde a ponta da cadeira até a parte anterior do marcador – e então regressava a cadeira. O objetivo foi realizar a tarefa mais rápido possível. O avaliador iniciava o cronômetro no sinal de “Partida”, quer o indivíduo tenha ou não iniciado o movimento e pára o cronômetro no momento exato em que o avaliado volta a sentar na cadeira. Recomenda-se demonstrar o movimento e solicitar que o indivíduo realize uma tentativa antes do teste.

As variáveis da funcionalidade encontram-se na tabela 5.

TABELA 05- VARIÁVEIS FUNCIONAIS

Variável Funcional	Definição
Teste caminhada de seis minutos adaptado - TC6 (m)	Percurso máximo do indivíduo nos seis minutos do teste
Teste de sentar e levantar da cadeira em trinta segundos (rep.)	Número de vezes em que o indivíduo consegue sentar e levantar da cadeira em trinta segundos. Cada sentar/levantar completos contabiliza uma repetição
Teste de Flexibilidade de Wells (cm)	Alcance máximo no banco de Wells com joelhos estendidos. Considerada a melhor entre duas tentativas de alcance.
Teste <i>Berg Balance Scale</i> (pontos)	Soma dos pontos nas quatorze tarefas (mín.zero; máx. quatro) do protocolo.
Teste <i>Foot Up and Go</i> (seg)	Tempo máximo para o indivíduo levantar da cadeira, caminhar 2,44m, dar volta ao redor do cone e voltar para cadeira

### 3.2.1.3 – Avaliações cinemáticas

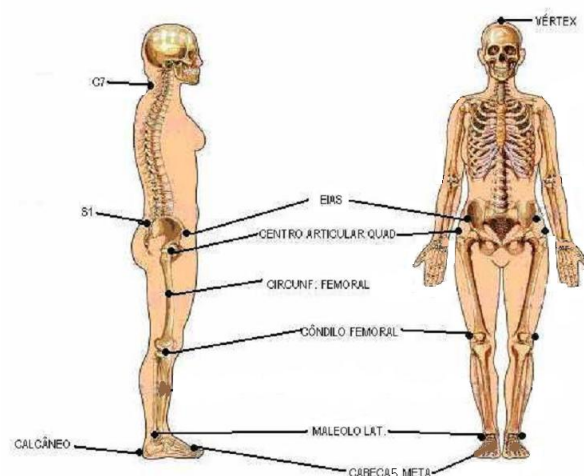
As avaliações cinemáticas constituíram o terceiro e último dia da agenda de avaliações dos participantes e tiveram por objetivo a determinação das características espaciais e temporais da marcha e descida em escada. Os procedimentos utilizados para as análises encontram-se descritos a seguir.

#### 3.2.1.3.1- Preparação dos Participantes

Os participantes foram vestidos com roupas pretas aderentes ao corpo para melhor fixação dos marcadores auto-adesivos (esferas de 25 mm. de diâmetro). Os participantes foram demarcados em determinados pontos anatômicos conforme ilustrado pela figura 10.

A distância entre os pontos anatômicos foi registrada com fita métrica (em cm) no pré-teste para que os pontos pudessem ser recolocados na mesma distância no pós-teste, iniciando-se à medida entre o 5º meta e o maléolo lateral. A localização e determinação dos pontos anatômicos foram utilizadas para reconstruir um **modelo** em escala reduzida e realizar análise das variáveis do estudo, os marcadores reflexivos foram previamente fixados à pele e à vestimenta dos participantes, sobre os seguintes pontos anatômicos: vértex (1), primeira vértebra do sacro (2), (8), circunferência femoral (9) direita e **bilateralmente** na espinha ilíaca ântero-superior (3), no grande trocanter (4), no côndilo femoral (5), no maléolo lateral (6), no quinto meta tarso (7) e no calcâneo.

FIGURA 10 – Determinação dos pontos anatômicos para colocação dos marcadores reflexivos

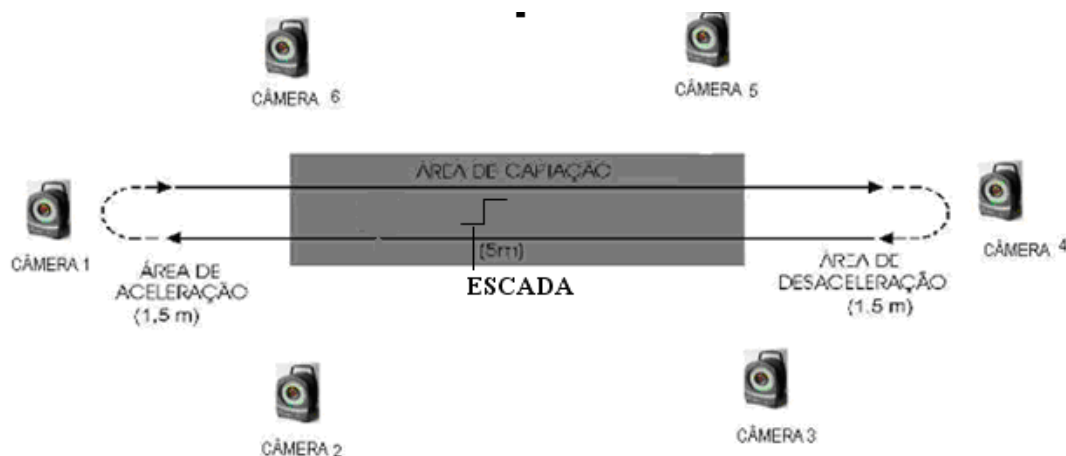


Nota: EIAS – Espinha Ilíaca Antero Superior, Centro Articular do Quadril – grande trocanter, Côndilo Femoral– Joelho; Maléolo Lateral – tornozelo; cabeça 5 meta – 5º metatarso (KABADO et al., 1990).

### 3.2.1.3.2- Área de Coleta de Dados

A área de coleta de dados foi utilizada para avaliação cinemática da marcha e da descida em escada. A área é constituída de uma passarela suspensa 10 cm do chão com área de 9,0m x 7,0m. No centro há um tapete emborrachado de 6,0m x 1,2m sobre o qual os participantes caminharam. Após a coleta da marcha, uma escada de medidas 1,37m x 0,54m x 0,76m, sem corrimão e com degraus de altura média de 0,31 m, foi posicionada no centro da área de coleta. Dentro da área foram posicionadas seis câmeras de captura ótica (MX13, Vicon), em frequência de 100 Hz, posicionadas de modo que pelo menos duas câmeras capturem os marcadores e as ações pudessem ser reconstruídas em três dimensões (3D). A sincronização das imagens foi realizada automaticamente pelo equipamento (MX Control, Vicon). Os erros de medida neste tipo de equipamento têm sido descritos como mínimos ( $< 0.1\text{mm}$ ). O *set up* da avaliação cinemática está ilustrado na figura 11.

FIGURA 11- ÁREA DE COLETA DE DADOS



### 3.2.1.3.3- Coleta de dados

Os participantes foram submetidos a um período de familiarização (três voltas caminhando sobre o tapete) para evitar alterações em seus padrões habituais de marcha. Após a familiarização da marcha foram capturadas imagens de dez passagens pela área calibrada (3,0 m de comprimento, 1,5 m de largura e 2,0 m de altura).

Após a captura da marcha, a escada foi posicionada para coleta da fase descendente (descida da escada). O participante foi orientado a subir a escada até o degrau mais alto e virar-se para ficar em posição para a descida. Ao comando do instrutor, o indivíduo deveria iniciar a descida. Foram capturadas quatro descidas (para evitar o efeito da fadiga ao subir com maior número de capturas). Caso o participante apresentasse insegurança na tarefa, foi usado um colete fixado com um equipamento preso ao teto por corda (para evitar contato do corpo com o chão em caso de quedas).

#### 3.2.1.3.4- Processamento e tratamento dos dados na marcha

Os movimentos na caminhada horizontal foram registrados automaticamente em um computador e as imagens processadas a partir de um software para análise tridimensional do movimento (VICON MOTUS, 9.0<sup>®</sup>). Desta forma foram obtidas as coordenadas de X pontos anatômicos e os dados filtrados através de um filtro com funções do tipo Spline. Para análise dos resultados foram digitalizados três ciclos completos no software de análise cinemática. O início do ciclo na marcha foi considerado como instante 0% (toque do calcanhar no solo) e o fim do ciclo como 100% (toque do mesmo calcanhar no solo). Depois de normalizados, a média agrupada dos três ciclos foi calculada e utilizada para representar a *performance* de cada sujeito. Para análise das variáveis temporais foram utilizados os ciclos completos, sem normalização. O erro deste tipo de procedimento tem sido considerado como mínimo, pois apenas o tempo de duração do movimento é manipulado. Para escolha dos ciclos analisados, três requisitos foram considerados: 1) que o indivíduo se deslocasse em trajetória reta, paralela ao sentido de deslocamento indicado; 2) todo ciclo fosse executado dentro da área calibrada; 3) que ao menos duas das seis câmeras pudessem ter capturado todos os marcadores reflexivos.

As variáveis temporais e espaciais da marcha encontram-se na tabela 6,7 e 8.

TABELA 06 - VARIÁVEIS TEMPORAIS MARCHA

<b>Variável Temporal (s)</b>	<b>Definição</b>
Tempo de Balanço	Tempo total em que o membro analisado não se encontra em contato com solo
Tempo de Apoio	Tempo total em que o membro analisado se encontra em contato com solo
Tempo Total do Ciclo	Tempo de dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar com solo
Tempo de Duplo Apoio	Tempo em que ocorre o contato dos dois pés com solo



TABELA 07- VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES MARCHA

<b>Variável Espacial Linear</b>	<b>Definição</b>
Comprimento da Passada (m)	Distância entre o contato inicial do pé direito e o segundo contato do pé direito projetado no eixo de deslocamento do sujeito.
Velocidade da Marcha ( $\text{m.s}^{-1}$ )	Velocidade do sujeito no sentido de seu deslocamento
Cadência da Marcha ( $\text{passos. s}^{-1}$ )	Número de passos por unidade de tempo
Velocidade de Contato do Calcanhar ( $\text{m.s}^{-1}$ )	Velocidade em que o calcanhar toca o solo
Elevação do Pé (cm)	Altura mínima de distância do metatarso em relação ao solo
COM Lateral (cm)	Deslocamento médio-lateral do centro de massa corporal (plano frontal). É determinado pela distância horizontal do COM no instante do toque do calcanhar direito com solo e pelo maior deslocamento lateral na fase de apoio simples do membro direito
COM Vertical (cm)	Deslocamento do centro de massa corporal no plano vertical. É determinado pela distância vertical do COM no instante do toque do calcanhar direito com solo e pelo maior deslocamento vertical na fase de apoio simples do membro direito

TABELA 08 - VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES MARCHA

<b>Variável Espacial Angulares (°)</b>	<b>Definição</b>
Pico de Inclinação Anterior da Pelve	Ponto de maior inclinação anterior da pelve com relação ao plano vertical
Amplitude de Rotação da Pelve	Amplitude de rotação do segmento anterior da pelve em relação a um eixo paralelo ao solo e transversal ao sentido de deslocamento do sujeito
Amplitude de Obliquidade Pélvica	Amplitude de elevação e depressão da pelve no plano sagital
Pico de Extensão do Quadril	Pico máximo de extensão da articulação formada pelo segmento da pelve lateral e coxa, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Pico de Flexão do Quadril	Pico máximo de flexão da articulação formada pelo segmento da pelve lateral e coxa, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Amplitude Articular do Quadril	Diferença entre o pico de extensão e pico de flexão do quadril
Pico de Extensão do Joelho	Pico máximo de extensão da articulação formada pelo segmento da coxa e perna, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Pico de Flexão do Joelho	Pico máximo de flexão da articulação formada pelo segmento da coxa e perna, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Amplitude Articular do Joelho	Diferença entre o pico de extensão e pico de flexão do joelho
Pico de Flexão do Tornozelo	Pico máximo de flexão (dorsiflexão) da articulação formada pelo segmento da perna e pé, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Pico de Extensão do Tornozelo	Pico máximo de extensão (plantiflexão) da articulação formada pelo segmento da perna e pé, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Amplitude Articular do Tornozelo	Diferença entre o pico de extensão e pico de flexão do tornozelo

### 3.2.1.3.5- Processamento e tratamento dos dados na descida da escada

Depois de filtrados com filtro tipo Spline, os dados da descida em escada também foram normalizados (100 pontos por ciclo). O início do ciclo da descida em escada foi considerado como instante 0% (toque do metatarso no primeiro degrau da descida) e o fim do ciclo como 100% (toque do mesmo metatarso no solo). A definição do ciclo da marcha encontra-se na figura 12. Para análise das variáveis temporais os ciclos não foram normalizados. Os requisitos da escolha dos ciclos foram os mesmos utilizados na marcha.

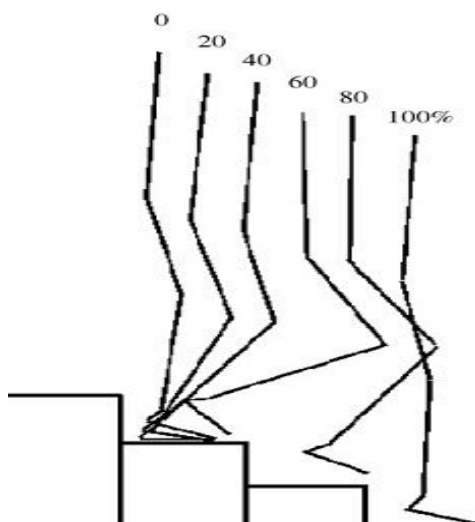


FIGURA 12 – Definição do ciclo normalizado na escada descendente (0-100%)

As variáveis temporais e espaciais da descida em escada encontram-se na tabela 9, 10, e 11

TABELA 9 - VARIÁVEIS TEMPORAIS DA ESCADA

<b>Variável Temporal (s)</b>	<b>Definição</b>
Tempo da Fase de Balanço	Tempo total em que o membro analisado não se encontra em contato com escada
Tempo de Apoio	Tempo total em que o membro analisado se encontra em contato com escada
Tempo do Ciclo de Descida	Tempo de dois contatos consecutivos do mesmo metatarso com escada
Tempo de Duplo Apoio	Em alguns padrões de caminhada ascendente e descendente em escada pode ocorrer duplo apoio e é definido como tempo em que os dois pés estão em contato com solo durante um ciclo da marcha. Inicia no contato do metatarso de um dos pés com a escada até a retirada do pé contralateral.

TABELA 10 - VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA ESCADA

<b>Variável Espacial Linear</b>	<b>Definição</b>
Velocidade de Descida ( $\text{m.s}^{-1}$ )	Velocidade resultante do centro de massa corporal no sentido descendente
Comprimento do Passo	Distância entre o contato inicial do meta direito e o contato do meta esquerdo projetado no eixo de deslocamento do sujeito.
Cadência da Descida (passos. $\text{S}^{-1}$ )	Número de passos por unidade de tempo
Velocidade Contato do Metatarso na Escada Descendente ( $\text{m.s}^{-1}$ )	Velocidade do metatarso no momento do contato com escada durante a descida
COM Vertical (cm)	Deslocamento do centro de massa corporal no plano vertical. É determinado pela distância vertical do COM no instante do toque do metatarso direito com a escada e pelo maior deslocamento vertical na descida da escada.
Deslocamento do Centro de Massa Corporal em X (cm)	Deslocamento do centro de massa corporal no sentido do deslocamento. É determinado pela distância percorrida do COM durante a descida da escada.
COM Lateral (cm)	Deslocamento médio-lateral do centro de massa corporal (plano frontal). É determinado pela distância percorrida do COM no plano Y durante a descida da escada.
COM Vertical (cm)	Deslocamento do centro de massa corporal no plano vertical. É determinado pela distância percorrida do COM no plano Z durante a descida da escada.

TABELA 11 - VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES ESCADA

<b>Variável Espacial Angulares</b>	<b>Definição</b>
Pico de Extensão do Quadril (°)	Pico máximo de extensão da articulação formada pelo segmento da pelve lateral e coxa, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Pico de Flexão do Quadril (°)	Pico máximo de flexão da articulação formada pelo segmento da pelve lateral e coxa, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Amplitude Articular do Quadril (°)	Diferença entre o pico de extensão e pico de flexão do quadril
Pico de Extensão do Joelho (°)	Pico máximo de extensão da articulação formada pelo segmento da coxa e perna, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Pico de Flexão do Joelho (°)	Pico máximo de flexão da articulação formada pelo segmento da coxa e perna, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Amplitude Articular do Joelho (°)	Diferença entre o pico de extensão e pico de flexão do joelho
Pico de Flexão do Tornozelo (°)	Pico máximo de flexão (dorsiflexão) da articulação formada pelo segmento da perna e pé, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Pico de Extensão do Tornozelo (°)	Pico máximo de extensão (plantiflexão) da articulação formada pelo segmento da perna e pé, a partir da posição ortostática (valor considerado como zero)
Amplitude Articular do Tornozelo (°)	Diferença entre o pico de extensão e pico de flexão do tornozelo
Máxima Velocidade do Joelho na Escada Descendente (°/ s)	Máxima velocidade do joelho na escada durante a descida
Mínima Velocidade Angular do Joelho na Escada Descendente (°/ s)	Mínima velocidade do joelho na escada durante a descida
Variação Total da Velocidade Angular do Joelho na Escada Descendente (°/ s)	Diferença entre a máxima e mínima velocidade do joelho na escada durante a descida
Máxima Velocidade Angular do Quadril na Escada Descendente (°/ s)	Máxima velocidade do quadril na escada durante a descida
Mínima Velocidade Angular do Quadril na Escada Descendente (°/ s)	Mínima velocidade do quadril na escada durante a descida
Variação Total da Velocidade Angular do Quadril na Escada Descendente (°/ s)	Diferença entre a máxima e mínima velocidade do quadril na escada durante a descida
Máxima Velocidade Angular do Tornozelo na Escada Descendente (°/ s)	Máxima velocidade do tornozelo na escada durante a descida
Mínima Velocidade Angular do Tornozelo na Escada Descendente (°/ s)	Mínima velocidade do tornozelo na escada durante a descida
Variação Total da Velocidade Angular do Tornozelo na Escada Descendente (°/ s)	Diferença entre a máxima e mínima velocidade do tornozelo na escada durante a descida

### 3.3 - Intervenção

Os sujeitos foram divididos em dois grupos experimentais (GI e GII). O objetivo do treinamento para ambos os grupos foi o desenvolvimento da força muscular (musculação) no período de 13 semanas. O programa de atividades foi baseado nas recomendações do ACSM (2002) e em outros estudos sobre treinamento de força em idosos (EVANS, 1999; FLECK e KRAEMER, 2004; FRY, 2004). Os participantes foram instruídos a não alterar suas atividades diárias ao longo do treinamento e a não aderirem a outros programas de atividade física (ex. ginástica, caminhada, alongamento, *yoga*).

O objetivo do grupo GI foi realizar desenvolvimento de força para os músculos abdutores do quadril e plantiflexores. Os exercícios específicos escolhidos para o grupo GI foram abdução de quadril na máquina, abdução de quadril com caneleira em decúbito lateral no solo, plantiflexão com peso do corpo no *step* e plantiflexão no *leg press* deitado.

O objetivo do grupo GII foi realizar desenvolvimento de força para os músculos flexores e extensores do quadril e joelho. Os exercícios específicos escolhidos para o grupo GII foram extensão de quadril na máquina, agachamento no *leg press* deitado, flexão de joelhos na máquina sentada, flexão de quadril com caneleira em decúbito dorsal no solo e extensão de joelhos na máquina.

Os grupos GI e GII realizaram, além dos exercícios específicos, um conjunto comum de exercícios para os músculos do tronco (abdominais, lombares, rombóides, trapézio fibras médias, trapézio fibras inferiores, grande dorsal e peitoral). Dentre estes exercícios estavam o abdominal reto no solo, extensão de tronco em decúbito ventral no solo, remada na máquina, puxada pela frente e supino na máquina. Para o grupo GI, uma sessão completa de musculação compreendeu nove exercícios, enquanto que para o grupo GII totalizaram dez exercícios. A duração média das sessões de treinamento foi de uma hora e os grupos GI e GII foram acompanhados pela pesquisadora e dois estagiários do 6º período do curso de Educação Física.

Os grupos GI e GII realizaram duas séries nas duas semanas iniciais do programa de força (período de adaptação) e três séries de exercícios de força da quarta a décima segunda semana. Em ambos os grupos o intervalo entre as séries foi de 1 minuto. A frequência foi de três sessões semanais e os participantes necessitavam manter frequência mínima de 80%. Os que excedessem este número de faltas seriam excluídos

da amostra A terceira e a décima terceira semanas do treinamento foram destinadas a realização dos testes de carga máxima (1 RM). Este teste foi utilizado, na 3ª semana, para individualizar a prescrição das cargas e como indicador das intensidades. Na 13ª semana utilizou-se o teste de 1 RM para comparação do ganho de força na execução dinâmica (específico por exercício e equipamento). Este teste consistiu em encontrar a carga suficiente e necessária para a realização de apenas uma repetição completa, de forma lenta e controlada, na fase concêntrica e excêntrica do movimento.

### 3.3.1 – Teste da carga máxima (1RM)

Teste de 1 RM é a quantidade de peso que pode ser movida uma única vez através de toda amplitude de movimento e de maneira adequada (HENWOOD et al., 2008). O protocolo do teste de 1RM foi ajustado, mas seguiu as diretrizes recomendadas pelo ACSM (1994). É indicado um período de familiarização com o movimento e com o equipamento antes da realização do teste. Por este motivo, o grupo GI realizou apenas os testes de 1 RM para os músculos abdutores do quadril e flexores do joelho e o grupo GII para os músculos extensores e flexores quadril e joelho. Nenhum dos grupos realizou teste de 1 RM para músculos de tronco e membros superiores. A sequência adotada para esta avaliação está descrita abaixo.

**Passo 1** - uma semana antes do teste de 1RM, foi realizado um teste de máximas repetições em cada participante e em todos os movimentos. Com aproximadamente 80% da carga máxima (carga que o participante realize prováveis 10 repetições máximas) foi pedido que cada participante fizesse o máximo de repetições. Este procedimento foi adotado para diminuir o número de tentativas e erros no teste de 1RM que estará descrito abaixo.

**Passo 2** - com o objetivo de aquecimento articular e muscular, foi pedido aos voluntários que realizem flexão e extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo, dez a quinze repetições dos movimentos, com peso dos membros, sem uso de equipamentos para evitar fadiga.

**Passo 3** – partindo dos parâmetros de carga avaliados nas primeiras duas semanas do treinamento (período de adaptação) foi colocado uma carga, pré- estimada em 100% e pedido ao participante que realizasse o máximo de repetições. Será então concedido um intervalo de 5 minutos para a recuperação, para então se seguir uma nova tentativa, com uma carga maior, caso fosse necessário e o participante tivesse realizado além de uma

repetição (1RM). Importante ressaltar que o movimento deveria ser realizado com total controle da fase concêntrica e excêntrica do movimento. A amplitude do movimento deveria ser a máxima possível e as regulagens individuais dos equipamentos, quando necessário, eram definidas e anotadas nas semanas iniciais do treinamento.

**Passo 4** - o passo três foi seguido até o momento em que o indivíduo, não resistindo à carga, realizasse apenas uma repetição, obtendo-se então a carga máxima do exercício, até o máximo de cinco mudanças de carga no mesmo dia.

Quando foram necessárias mais de cinco tentativas, os testes foram reiniciados na próxima sessão de treinamento, quando após ter sido executado o passo 2, a carga inicial estabelecida no passo 3, sendo imediatamente superior à movida na sessão de treinamento anterior.

Os testes de carga máxima englobam as variáveis de desempenho muscular II (específica para cada grupo do treinamento – GI e GII), descritas na tabela 12 para o grupo GI e 13 para o grupo GII. O GC **não** realizou esta avaliação pela necessidade do período de adaptação (poderia influenciar nos resultado do pós-teste para este grupo).

TABELA 12 – VARIÁVEIS DO TESTE DE CARGA MÁXIMA (1RM) - realizadas pelo grupo GI

Variáveis (Kg)	Definição
Força Máxima (1RM) dos músculos abdutores do quadril	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução do movimento na máquina de abdução de quadril ou na abdução de quadril com caneleira em decúbito lateral.
Força Máxima (1RM) dos músculos plantiflexores	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução do movimento de plantiflexão no Leg Press.

TABELA 13 – VARIÁVEIS DO TESTE DE CARGA MÁXIMA (1RM) - realizadas pelo grupo GII

Variáveis (Kg)	Definição
Força Máxima (1RM) dos músculos flexores do quadril	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução da flexão de quadril no solo com caneleira.
Força Máxima (1RM) dos músculos extensores do joelho	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução da extensão de joelho na máquina.
Força Máxima (1RM) dos músculos flexores do joelho	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução da flexão de joelho sentado na máquina.
Força Máxima (1RM) dos músculos extensores do quadril	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução da extensão de quadril na máquina.
Força Máxima (1RM) para músculos flexores e extensores do quadril e joelho	Máxima carga que o indivíduo é capaz de mover, apenas uma vez (uma repetição), durante a execução do exercício no <i>Leg Press</i> (envolve múltiplas articulações)

### 3.3.2 – Intensidade e evolução das cargas de treinamento

O objetivo foi manter as cargas entre 60-80% durante todo o período de treinamento de força. Nas duas primeiras semanas do treinamento, foi determinada carga suficiente para que os participantes pudessem realizar 15 a 20 repetições de cada movimento. As cargas neste período foram determinadas subjetivamente, tendo como maior critério a realização dos movimentos de forma correta e na máxima amplitude possível. Na 4ª semana, foi determinada carga de 60% (a partir dos 100% movidos no teste de 1RM) para realização de 15 repetições (3 séries). Algumas cargas necessitaram ser ajustadas durante o treinamento, pois a carga estabelecida pelo teste de 1 RM muitas vezes foi superior as factíveis para os idosos. Da 5ª a 8ª semanas, os participantes foram incentivados a aumentar 5% da carga semanalmente, de forma a manterem as repetições limites no mínimo em 10 e no máximo em 12 para cada exercício. As cargas foram aumentadas se os participantes conseguiram realizar cada repetição com ótima amplitude de movimento e com controle das fases concêntrica e excêntrica. O objetivo foi atingir 80% da carga que deveria ser mantida da 8ª a 12ª semanas, para que na 13ª semanas a força pudesse ser reavaliada no teste de 1 RM.



### 3.4- ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente os dados foram tratados através da estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). Todas as variáveis foram submetidas ao teste de Shapiro-Wilk para confirmar a normalidade dos dados e teste de Levene para confirmar a homogeneidade dos grupos. Após, os dados das características gerais da amostra (idade e IMC) e testes de 1 RM foram comparados através do teste-t e os dados não normais foram analisados pelo teste de Wilcoxon.

Para comparar o efeito sobre os grupos (GI, GII e GC) antes (PRÉ) e após o período de treinamento de força (PÓS) foi aplicada a análise de multivariância (MANOVA) com medidas repetidas (PRÉ e PÓS) sobre as outras variáveis de desempenho de força muscular, funcionalidade e cinemática da marcha e escada.

Em seguida foi aplicado o Post Hoc TUKEY para verificar em quais grupos ocorreram as diferenças. Os testes estatísticos foram aplicados através do software STATISTICA® (STATSOFT Inc., versão 7.0) tendo o nível de significância aceito em  $p < 0.05$ .

## 4. RESULTADOS

A descrição dos resultados do presente estudo foi dividida em treinamento de força, testes de funcionalidade, variáveis temporais, variáveis espaciais lineares e angulares dos deslocamentos no plano e em escada. Os valores são apresentados na forma de média  $\pm$  desvio padrão. Não houve diferença ( $p < 0.05$ ) entre os grupos antes do início do período de treinamento (PRÉ).

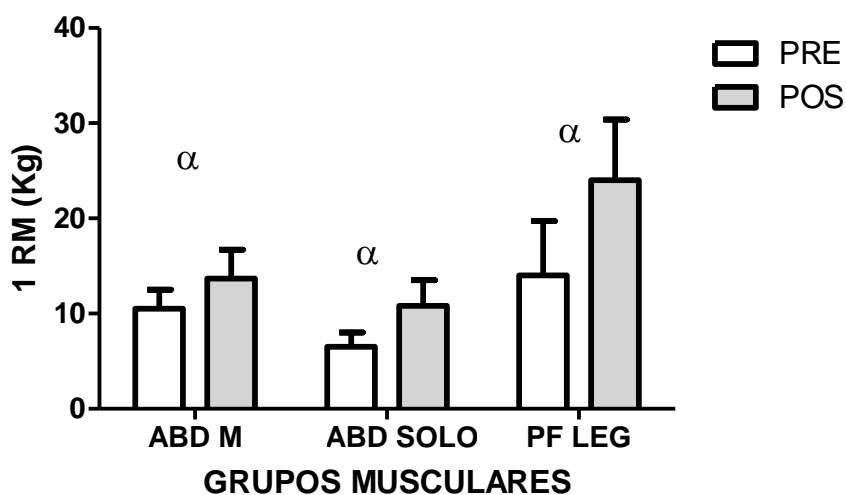
### 4.1 - FORÇA e DESEMPENHO MUSCULAR

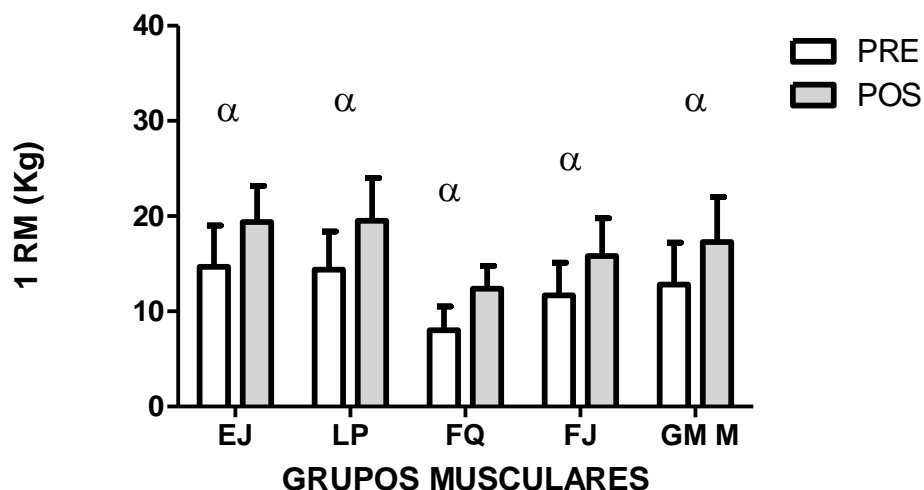
#### 4.1.1- Cargas de Treinamento e Teste de 1 RM

O teste de uma repetição máxima aumentou nos grupos experimentais I e II após o período de treinamento de força muscular ( $p < 0.05$ ). Ao final deste período o aumento médio de 1 RM do GI foi 47% nos músculos abdutores do quadril e 70% na musculatura extensora do tornozelo. Os aumentos de força do GII foram de 36% no exercício multi-articular que envolve os músculos extensores e flexores uni e bi-articulares do joelho e quadril, 35% nos flexores de joelho, 32% nos extensores do joelho, 34% nos extensores do quadril e 54% nos flexores do quadril. O desempenho dos grupos GI e GII nos testes de 1RM nas condições PRÉ e PÓS encontra-se na Figura 13.

FIGURA 13 – Desempenho do teste de 1 RM nos exercícios de força antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos GI (painel A) e GII (painel B).

A





NOTA: Exercício abdução quadril máquina (ABD M); Exercício abdução quadril solo (ABD SOLO); Exercício plantiflexão no leg press (PF LEG); Exercício extensão de joelho máquina (EJ); Exercício multi-articular Leg Press (LP); Exercício Flexão de Quadril no Solo com Caneleira (FQ); Exercício Flexão de Joelho na Máquina (FJ); Exercício Glúteo Máximo na Máquina (GM M).

α diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

#### 4.1.2- Teste de Contração Voluntária Isométrica Máxima (MIVC)

Ambos os grupos experimentais (GI e GII) apresentaram aumento ( $p < 0.05$ ) em todas as variáveis mensuradas no teste de contração voluntária isométrica máxima (MIVC). Os valores do MIVC, Torque e TDT do grupo controle (GC) não diferenciaram dos grupos GI e GII na condição PRÉ ( $p > 0.05$ ). Não foram encontradas diferenças da condição PRÉ para a condição PÓS no GC ( $p > 0.05$ ). As variáveis de pico força, pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque (TDT) diferiram após o treinamento em relação ao GC ( $p < 0.05$ ). Os resultados encontrados no presente estudo referentes ao MIVC encontram-se nas tabelas 14 (pico de força), 15 (pico de torque) e 16 (taxa de desenvolvimento de torque).

TABELA 14 – MIVC (média  $\pm$  desvio padrão), antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento dos grupos GI, GII e GC.

Variáveis (Kgf)	PRÉ	PÓS	(%)	PRÉ	PÓS	(%)	PRÉ	PÓS	(%)
	<b>GI</b>			<b>GII</b>			<b>GC</b>		
ABDU Q	19 $\pm$ 4	26 $\pm$ 7	87 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	18 $\pm$ 8	27 $\pm$ 9	51 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	19 $\pm$ 7	19 $\pm$ 5	-10
ADU	15 $\pm$ 4	26 $\pm$ 8	77 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	20 $\pm$ 8	32 $\pm$ 9	59 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	21 $\pm$ 8	21 $\pm$ 8	1
PLANT	19 $\pm$ 4	33 $\pm$ 7	76 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	24 $\pm$ 5	35 $\pm$ 7	47 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	29 $\pm$ 4	28 $\pm$ 5	0
DORSI	14 $\pm$ 6	20 $\pm$ 7	44 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	18 $\pm$ 10	29 $\pm$ 9	57 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	18 $\pm$ 3	20 $\pm$ 4	10
FL Q	15 $\pm$ 1	19 $\pm$ 2	27 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	14 $\pm$ 2	25 $\pm$ 3	74 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	23 $\pm$ 2	21 $\pm$ 2	-10
EXT Q	40 $\pm$ 6	49 $\pm$ 7	22 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	43 $\pm$ 5	76 $\pm$ 8	74 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	51 $\pm$ 15	51 $\pm$ 14	0
EXT J	23 $\pm$ 5	30 $\pm$ 6	32 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	25 $\pm$ 5	42 $\pm$ 9	70 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	27 $\pm$ 5	29 $\pm$ 6	10
FLEX J	10 $\pm$ 2	15 $\pm$ 3	46 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	11 $\pm$ 2	18 $\pm$ 3	74 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	13 $\pm$ 2	13 $\pm$ 3	0

NOTA: Músculos abdutores do quadril (ABDQ); Músculos adutores do quadril (ADU); Músculos extensores do tornozelo (PLANT); Músculos flexores do tornozelo (DORSI); Músculos flexores do quadril (FL Q); Músculos extensores do quadril (EXT Q); Músculos flexores do joelho (FLEX J); Músculos extensores do joelho (EXT J); Músculos ísquio-tibiais, quadríceps, glúteo, ílio- psoas (EXT e FLEX Uni e Bi-articulares J e Q).

$\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$\beta$  aumento do GI ( $p < 0.05$ ) em relação ao GII na condição PÓS ou vice-versa.

$\gamma$  diferenças entre GI e GII ( $p < 0.05$ ) em relação ao grupo controle na condição PÓS.

TABELA 15 – Pico de torque (média  $\pm$  desvio padrão), antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento dos grupos GI e GII.

Variáveis (N.m)	PRÉ	PÓS	(%)	PRÉ	PÓS	(%)	PRÉ	PÓS	(%)
	<b>GI</b>			<b>GII</b>			<b>GC</b>		
ABDU Q	92,4 $\pm$ 33,9	172,6 $\pm$ 56,5	87 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	98,0 $\pm$ 59,2	182,5 $\pm$ 73,1	86 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	98,6 $\pm$ 33,9	99,6 $\pm$ 37,6	0
ADU	95,6 $\pm$ 20,7	182,6 $\pm$ 44,1	91 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	98,7 $\pm$ 59,9	190,7 $\pm$ 94,2	93 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	109,0 $\pm$ 18,4	110,0 $\pm$ 19,0	0
PLANT	23,4 $\pm$ 7,8	41,7 $\pm$ 13,5	78 <sup><math>\alpha\gamma\beta</math></sup>	25,0 $\pm$ 7,3	44,0 $\pm$ 11,2	76 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	38,9 $\pm$ 6,0	37,5 $\pm$ 10,7	0
DORSI	17,8 $\pm$ 10,7	26,4 $\pm$ 11,7	48 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	18,8 $\pm$ 16,2	29,0 $\pm$ 12,0	54 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	24,1 $\pm$ 5,8	26,8 $\pm$ 5,2	0
FL Q	48,9 $\pm$ 7,9	62,2 $\pm$ 10,5	27 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	49,6 $\pm$ 10,5	65,4 $\pm$ 18,9	32 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	53,7 $\pm$ 11,0	49,0 $\pm$ 14,4	0
EXT Q	134,4 $\pm$ 28,6	163,9 $\pm$ 36,9	22 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	137,4 $\pm$ 22,0	172,4 $\pm$ 43,2	25 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	119,0 $\pm$ 43,4	120,0 $\pm$ 44,5	0
EXT J	70,4 $\pm$ 22,3	96,1 $\pm$ 27,3	37 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	75,4 $\pm$ 24,3	107,4 $\pm$ 34,4	43 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	94,9 $\pm$ 22,8	101,9 $\pm$ 26,5	0
FLEX J	31,5 $\pm$ 9,0	45,8 $\pm$ 13,1	45 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	34,3 $\pm$ 7,1	50,6 $\pm$ 10,8	48 <sup><math>\alpha\beta\gamma</math></sup>	45,7 $\pm$ 9,9	46,7 $\pm$ 10,3	0 $\lambda$

NOTA: Músculos abdutores do quadril (ABDQ); Músculos adutores do quadril (ADU); Músculos extensores do tornozelo (PLANT); Músculos flexores do tornozelo (DORSI); Músculos flexores do quadril (FL Q); Músculos extensores do quadril (EXT Q); Músculos flexores do joelho (FLEX J); Músculos extensores do joelho (EXT J); Músculos ísquio-tibiais, quadríceps, glúteo, ílio- psoas (EXT e FLEX Uni e Bi-articulares J e Q).

$\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.  $\beta$  aumento do GII ( $p < 0.05$ ) em relação ao GI na condição PÓS ou vice-versa.

$\gamma$  diferenças entre GI e GII ( $p < 0.05$ ) em relação ao grupo controle na condição PÓS.

TABELA 16 – Taxa de desenvolvimento de torque (média  $\pm$  desvio padrão), antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento dos grupos GI, GII e GC.

Variáveis (N.m/s)	PRÉ	PÓS	(%)	PRÉ	PÓS	(%)	PRÉ	PÓS	(%)
	GI			GII			GC		
ABDU Q	0,9 $\pm$ 0,5	1,7 $\pm$ 0,7	77 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	1,3 $\pm$ 0,6	1,9 $\pm$ 0,6	44 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	1,3 $\pm$ 0,6	1,4 $\pm$ 0,3	12
ADU	0,6 $\pm$ 0,3	1,5 $\pm$ 0,5	164 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	1,2 $\pm$ 0,7	2,0 $\pm$ 0,9	71 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	1,2 $\pm$ 0,7	1,2 $\pm$ 0,7	-6
PLANT	0,2 $\pm$ 0,1	0,4 $\pm$ 0,1	108 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,3 $\pm$ 0,1	0,5 $\pm$ 0,2	48 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,3 $\pm$ 0,1	0,3 $\pm$ 0,1	6
DORSI	0,1 $\pm$ 0,1	0,2 $\pm$ 0,1	81 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,2 $\pm$ 0,2	0,4 $\pm$ 0,1	79 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,2 $\pm$ 0,1	0,2 $\pm$ 0,1	4
FL Q	0,5 $\pm$ 0,1	0,7 $\pm$ 0,2	25 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,6 $\pm$ 0,2	1,0 $\pm$ 0,7	77 <sup><math>\alpha\gamma\beta</math></sup>	0,9 $\pm$ 0,1	0,9 $\pm$ 0,2	-3
EXT Q	1,3 $\pm$ 0,6	2,0 $\pm$ 0,5	52 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	1,9 $\pm$ 0,5	3,4 $\pm$ 0,1	79 <sup><math>\alpha\gamma\beta</math></sup>	1,7 $\pm$ 0,6	1,5 $\pm$ 0,5	-11
EXT J	0,7 $\pm$ 0,4	0,8 $\pm$ 0,4	27 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,8 $\pm$ 0,3	1,4 $\pm$ 0,4	82 <sup><math>\alpha\gamma\beta</math></sup>	0,9 $\pm$ 0,3	0,9 $\pm$ 0,4	-1
FLEX J	0,3 $\pm$ 0,1	0,4 $\pm$ 0,2	47 <sup><math>\alpha\gamma</math></sup>	0,4 $\pm$ 0,1	0,6 $\pm$ 0,1	68 <sup><math>\alpha\gamma\beta</math></sup>	0,4 $\pm$ 0,1	0,4 $\pm$ 0,1	10

NOTA: Músculos abdutores do quadril (ABDQ); Músculos adutores do quadril (ADU); Músculos extensores do tornozelo (PLANT); Músculos flexores do tornozelo (DORSI); Músculos flexores do quadril (FL Q); Músculos extensores do quadril (EXT Q); Músculos flexores do joelho (FLEX J); Músculos extensores do joelho (EXT J); Músculos ísquio-tibiais, quadríceps, glúteo, ílio- psoas (EXT e FLEX Uni e Bi-articulares J e Q).

$\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$\beta$  aumento do GII ( $p < 0.05$ ) em relação ao GI na condição PÓS.

$\gamma$  diferenças entre GI e GII ( $p < 0.05$ ) em relação ao grupo controle na condição PÓS.

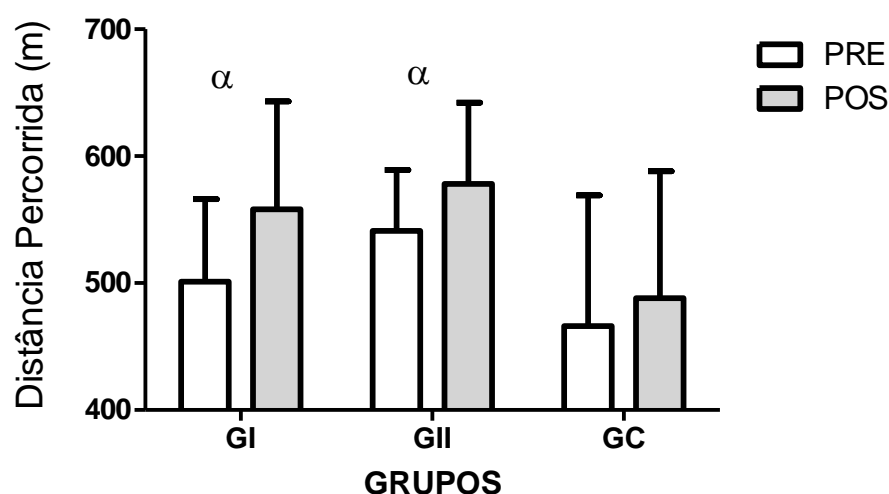
## 4.2- AVALIAÇÕES FUNCIONAIS

A funcionalidade apresentou incrementos ( $p < 0.05$ ) nos grupos GI e GII após o período de treinamento de força muscular, mas foi mantida no grupo controle (GC). Os grupos experimentais apresentaram similaridade nas melhorias ( $p < 0.05$ ), ou seja, entre os grupos experimentais (GI vs GII) não houve predomínio do tipo de treinamento aplicado sobre os testes funcionais.

### 4.2.1- Teste de Caminhada de Seis Minutos (TC6)

Houve melhoria no teste de caminhada de seis minutos ( $p < 0.05$ ) nos grupos experimentais (GI e GII) após o período de treinamento de força muscular e em relação ao grupo Controle (GC) após o período de intervenção (PÓS;  $p < 0.05$ ). Ao final deste período o GI apresentou aumento médio de 11% (57 m), enquanto o GII obteve um ganho de 7% (37 m) na distância percorrida. A evolução das distâncias percorridas pelos grupos encontra-se na figura 14.

FIGURA – 14: Desempenho no teste de Caminhada de Seis Minutos antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e controle (GC).

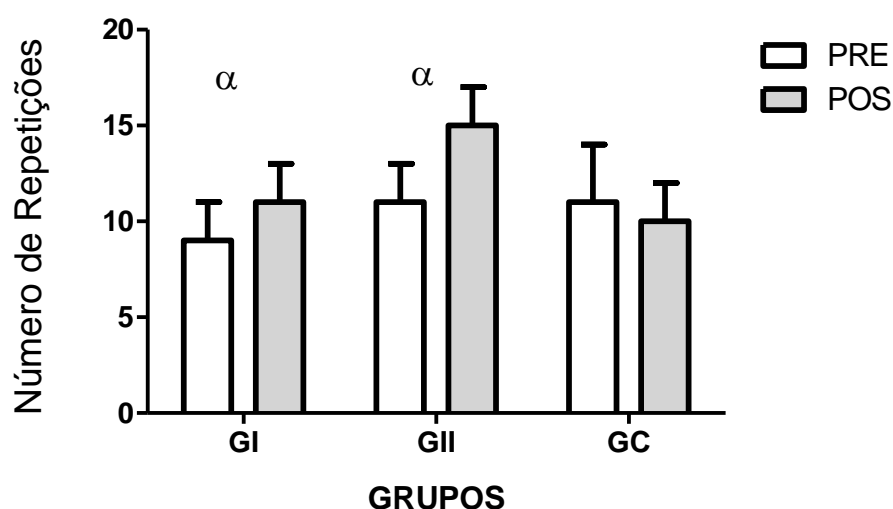


NOTA:  $\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS)

#### 4.2.2- Teste de Sentar e Levantar da Cadeira em 30s

Os participantes dos grupos experimentais (GI e GII) apresentaram melhorias no teste de sentar e levantar da cadeira após o período de treinamento de força muscular ( $p < 0.05$ ) e em relação ao GC ( $p < 0.05$ ). O aumento médio foi de 24 % (2 repetições) no GI e de 29% (4 repetições) no GII. O desempenho no teste dos grupos GI, GII e GC encontra-se na figura 15.

FIGURA 15 – Desempenho no teste de Sentar e Levantar da Cadeira em 30s antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.

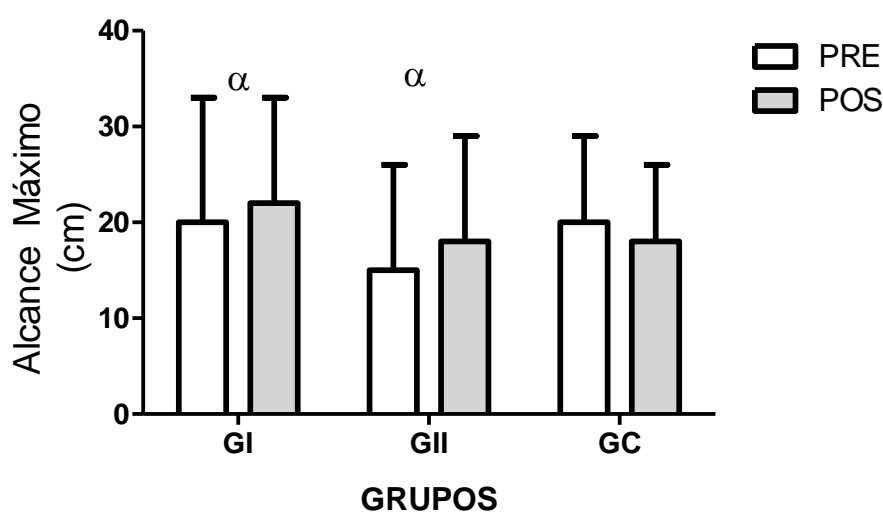


NOTA:  $\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS)

#### 4.2.3 – Flexibilidade – Sentar e Alcançar no Banco de Wells

A flexibilidade dos participantes (GI e GII) aumentou ( $p<0.05$ ) após o período de treinamento. Por outro lado, o GC manteve-se sem alterações ( $p>0.05$ ). O aumento médio no teste de sentar e alcançar foi de 10% (2 cm) no GI e de 23% (3 cm) no GII. As variações na flexibilidade dos grupos GI, GII e GC encontram-se na figura 16.

FIGURA 16 – Desempenho no teste de Flexibilidade no Banco de Wells antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.



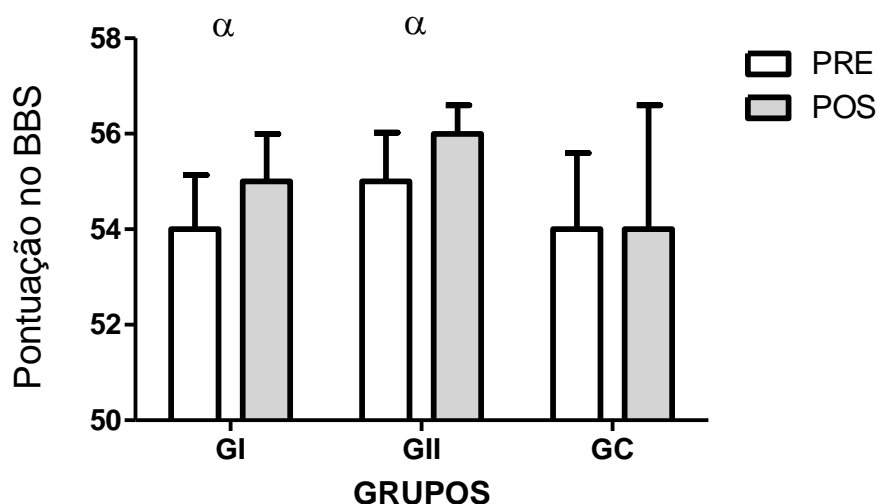
NOTA:  $\alpha$  diferenças ( $p<0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS)

#### 4.2.4 – Teste de Equilíbrio – Berg Balance Scale

Os resultados do teste de equilíbrio apontaram aumentos ( $p<0.05$ ) nos grupos experimentais I e II após o período de treinamento de força muscular. Tais ganhos não foram observados no GC ( $p>0.05$ ). O aumento médio na pontuação do teste de equilíbrio foi de 2% (1 ponto) no GI e 3% (1 ponto) no GII. A evolução nestes testes nos grupos GI, GII e GC está representada na figura 17.



FIGURA 17 – Desempenho no teste de Equilíbrio de Berg antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.

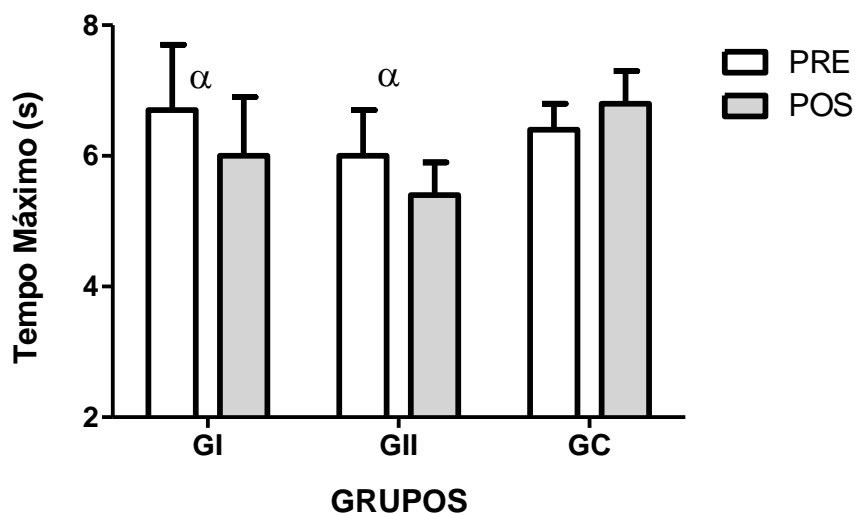


NOTA:  $\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS)

#### 4.2.5 – Teste de Agilidade e Equilíbrio Dinâmico – Teste *Foot Up and Go*

Os participantes dos grupos experimentais (GI e GII) apresentaram ganhos ( $p < 0.05$ ) após o treinamento de força muscular. A diminuição média no tempo do teste de agilidade e equilíbrio dinâmico foi de 11% (7,1 s) no GI e 10% (6,1 s) no GII. As variações no desempenho dos grupos podem ser visualizadas na figura 18.

FIGURA 18 – Tempo para realização do teste *Foot Up and Go* antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento dos grupos da intervenção (GI e GII) e GC.



NOTA:  $\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS)

### 4.3 VARIÁVEIS TEMPORAIS DA MARCHA

O GC não apresentou diferença em relação aos grupos experimentais (GI e GII) na condição PRÉ e permaneceu sem alterações ( $p>0.05$ ) durante o período em que os grupos experimentais realizaram o treinamento. Todavia, as comparações entre o GC e os grupos GI e GII após o treinamento (PÓS) revelaram diferenças significativas em todas as variáveis temporais da marcha ( $p<0.05$ ).

As variáveis temporais de **tempo do ciclo da marcha (TCM)**, **tempo da fase de apoio (TFA)**, **tempo de duplo apoio (TDA)** foram menores ( $p<0.05$ ) após o treinamento, independente dos protocolos de treinamento aplicados. O tempo da fase de apoio (TFA) do grupo GII apresentou forte tendência à significância ( $p=0.053$ ) em relação ao GI. Os resultados das variáveis temporais encontram-se descritos na Tabela 17.

TABELA 17- Variáveis temporais da marcha (média  $\pm$  desvio padrão), antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento de força muscular dos grupos experimentais (GI e GII) e controle (GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
TCM GI	1,13 $\pm$ 0,10	1,10 $\pm$ 0,09	-3 $^{\alpha \beta}$
TCM GII	1,19 $\pm$ 0,16	1,09 $\pm$ 0,09	-8 $^{\alpha \beta}$
TCM GC	1,16 $\pm$ 0,11	1,21 $\pm$ 0,13	4
TFA GI	0,71 $\pm$ 0,07	0,69 $\pm$ 0,07	-3 $^{\alpha \beta}$
TFA GII	0,76 $\pm$ 0,12	0,67 $\pm$ 0,06	-11 $^{\alpha \beta *}$
TFA GC	0,73 $\pm$ 0,09	0,77 $\pm$ 0,11	6
TFB GI	0,42 $\pm$ 0,04	1,10 $\pm$ 0,09	-2
TFB GII	0,43 $\pm$ 0,05	0,42 $\pm$ 0,04	-2
TFB GC	0,44 $\pm$ 0,04	0,44 $\pm$ 0,03	1
TDA GI	0,17 $\pm$ 0,03	0,13 $\pm$ 0,05	-22 $^{\alpha \beta}$
TDA GII	0,18 $\pm$ 0,05	0,14 $\pm$ 0,02	-22 $^{\alpha \beta}$
TDA GC	0,16 $\pm$ 0,05	0,18 $\pm$ 0,07	11

NOTA: Tempo do ciclo da marcha (TCM); Tempo da fase de apoio (TFA); Tempo da fase de balanço (TFB); Tempo de duplo apoio (TDA).

$^{\alpha}$  diferenças ( $p<0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$^{\beta}$  diferenças ( $p<0.05$ ) entre os grupos (GI, GII e GC) na condição PÓS.

\* valor forte tendência à significância no grupo ( $p=0.053$ )

#### 4.4 – VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA MARCHA

O GC não apresentou diferença em relação aos grupos experimentais (GI e GII) na condição PRÉ e permaneceu sem alterações ( $p>0.05$ ) durante o período em que os grupos experimentais realizaram o treinamento. Todavia, as comparações entre o GC e os grupos GI e GII após o treinamento (PÓS) revelaram diferenças significativas em todas as variáveis espaciais lineares da marcha ( $p<0.05$ ). O grupo GI apresentou um aumento médio de 0.14m no **comprimento da passada (CP)**, enquanto o grupo GII apresentou um aumento médio de 0.04m no CP após o período de treinamento de força (ambos  $p<0.05$ ), porém não houve diferenças entre os grupos GI e GII ( $p>0.05$ ). A **velocidade de deslocamento da marcha (VM)** apresentou aumento ( $p<0.05$ ) em GI (0,14m/s) e GII (0,11m/s), sem diferença entre os grupos GI e GII ( $p>0.05$ ). A **cadência da marcha (CAD)** dos grupos experimentais experimentou um aumento médio ( $p<0.05$ ) de 7 passos/min. no GI e de 4 passos/min. no GII. Os aumentos observados no GI foram maiores ( $p<0.03$ ) do que aqueles encontrados no GII.

A **velocidade de contato do calcanhar** diminuiu ( $p<0.05$ ) no grupo GI (0,04 m/s) e no grupo GII (0,19 m/s), porém não houve diferença na redução entre os grupos ( $p>0.05$ ).

Os **deslocamentos médio-laterais do centro de massa (COM Lateral)** foram menores em relação aos valores encontrados no início do treinamento, mas não apresentaram diferenças ( $p>0.05$ ) entre os grupos GI (0.03m) e GII (0.09m) na condição PÓS.

Não foram encontradas diferenças ( $p>0.05$ ) entre os grupos GI e GII no **deslocamento vertical do centro de massa corporal (COM Vertical)**, mas os dois grupos experimentais apresentaram alterações ( $p<0.05$ ) entre as condições PRÉ e PÓS. Observou-se que o GI apresentou uma tendência (não significativa) de aumentar o COM Vertical (+0.10m), enquanto o GII apresentou uma tendência de diminuí-lo (-0.30m).

A **altura de elevação do pé (EP)** permaneceu inalterada ao longo do período do estudo, independente do tipo de treinamento aplicado. A Tabela 18 apresenta os valores encontrados para as variáveis espaciais lineares antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento e a comparação com o grupo controle (GC).

TABELA 18: Variáveis espaciais lineares da marcha (média  $\pm$  desvio padrão) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento entre os grupos (GI, GII e GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
CP GI	0,99 $\pm$ 0,35	1,13 $\pm$ 0,12	13 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
CP GII	1,20 $\pm$ 0,06	1,24 $\pm$ 0,08	3 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
CP GC	1,16 $\pm$ 0,14	1,05 $\pm$ 0,35	- 10
VM GI	0,91 $\pm$ 0,34	1,05 $\pm$ 0,15	16 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
VM GII	1,06 $\pm$ 0,14	1,17 $\pm$ 0,13	11 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
VM GC	1,02 $\pm$ 0,20	0,94 $\pm$ 0,33	- 8
VCC GI	0,93 $\pm$ 0,43	0,89 $\pm$ 0,22	- 4 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
VCC GII	1,09 $\pm$ 0,14	0,90 $\pm$ 0,17	- 17 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
VCC GC	0,92 $\pm$ 0,16	0,97 $\pm$ 0,08	6
EP GI	0,03 $\pm$ 0,01	0,03 $\pm$ 0,00	10
EP GII	0,04 $\pm$ 0,01	0,03 $\pm$ 0,01	- 5
EP GC	0,03 $\pm$ 0,01	0,03 $\pm$ 0,01	10
CAD GI	49,1 $\pm$ 17,1	55,9 $\pm$ 3,2	12 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math> <math>\pi</math></sup>
CAD GII	52,7 $\pm$ 5,6	56,9 $\pm$ 3,3	8 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
CAD GC	52,6 $\pm$ 4,9	52,7 $\pm$ 5,2	0
COM Vertical GI	2,9 $\pm$ 1,1	3,0 $\pm$ 0,4	5 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
COM Vertical GII	3,6 $\pm$ 0,7	3,3 $\pm$ 0,5	- 8 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
COM Vertical GC	3,7 $\pm$ 0,8	3,7 $\pm$ 0,8	- 1
COM Lateral GI	3,8 $\pm$ 1,8	3,5 $\pm$ 0,1	- 7 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
COM Lateral GII	4,3 $\pm$ 1,6	3,4 $\pm$ 0,9	- 21 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
COM Lateral GC	4,1 $\pm$ 1,3	4,2 $\pm$ 1,3	3

NOTA: Comprimento da passada (CP); Velocidade da Marcha (VM); Velocidade de contato do calcanhar (VCC); Elevação do pé (EP); Cadência (CAD). Centro de massa corporal (COM).

$\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$\beta$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre os grupos (experimental e controle) na condição PÓS.

$\pi$  melhoria ( $p < 0.05$ ) do grupo sobre o outro (GI sobre GII ou vice-versa)

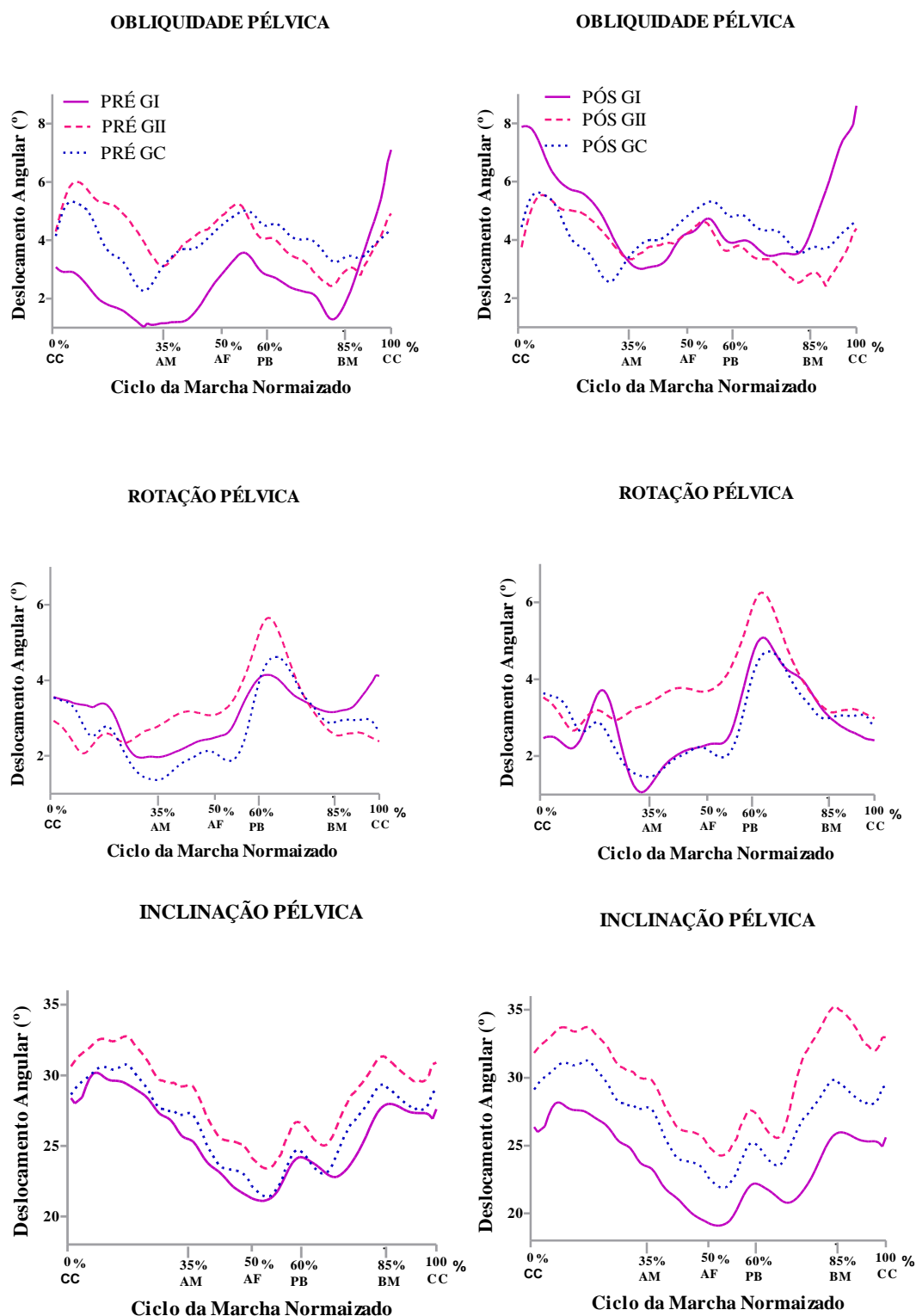
#### 4.5 – VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES DA MARCHA

O GC não apresentou diferença em relação aos grupos experimentais (GI e GII) na condição PRÉ e permaneceu sem alterações ( $p>0.05$ ) durante o período em que os grupos experimentais realizaram o treinamento. Todavia, as comparações entre o GC e os grupos experimentais (GI e GII) após o treinamento (PÓS) revelaram diferenças significativas em todas as variáveis espaciais angulares da marcha ( $p<0.05$ ), o que demonstra que os programas de treinamento foram capazes de influenciar a marcha dos participantes. A seguir, apenas as comparações entre os grupos GI e GII serão apresentadas. Os valores discretos encontram-se na tabela 19 e os perfis de deslocamento angular na Figura 19 e 20.

A média do **pico de inclinação anterior da pelve (PIAP)** do grupo GI ( $-1,77^\circ$ ) e do grupo GII ( $3,45^\circ$ ) não apresentou alterações após o período de treinamento ( $p>0.05$ ), mas apresentou tendência oposta (não significativo) entre GI (retroversão) e GII (anteversão).

A **amplitude de rotação pélvica (ARP)** e a **amplitude de obliquidade pélvica (AOP)** apresentaram aumentos médios ( $p<0.05$ ) de  $0,76^\circ$  na ARP e  $3,57^\circ$  na AOP após o treinamento de força para o GI. O GII apresentou um aumento médio ( $p<0.05$ ) de  $0,59^\circ$  na ARP e  $0,61^\circ$  na AOP. Não houve diferença entre os grupos (GI e GII) na ARP ( $p>0.05$ ). Por outro lado, **AOP do GI apresentou incrementos** ( $p=0.03$ ) **quando comparado ao GII** após período de treinamento de força (PÓS).

Figura 19: Deslocamento angular da pelve nos planos sagital (superior), transverso (meio) e frontal (inferior) (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.



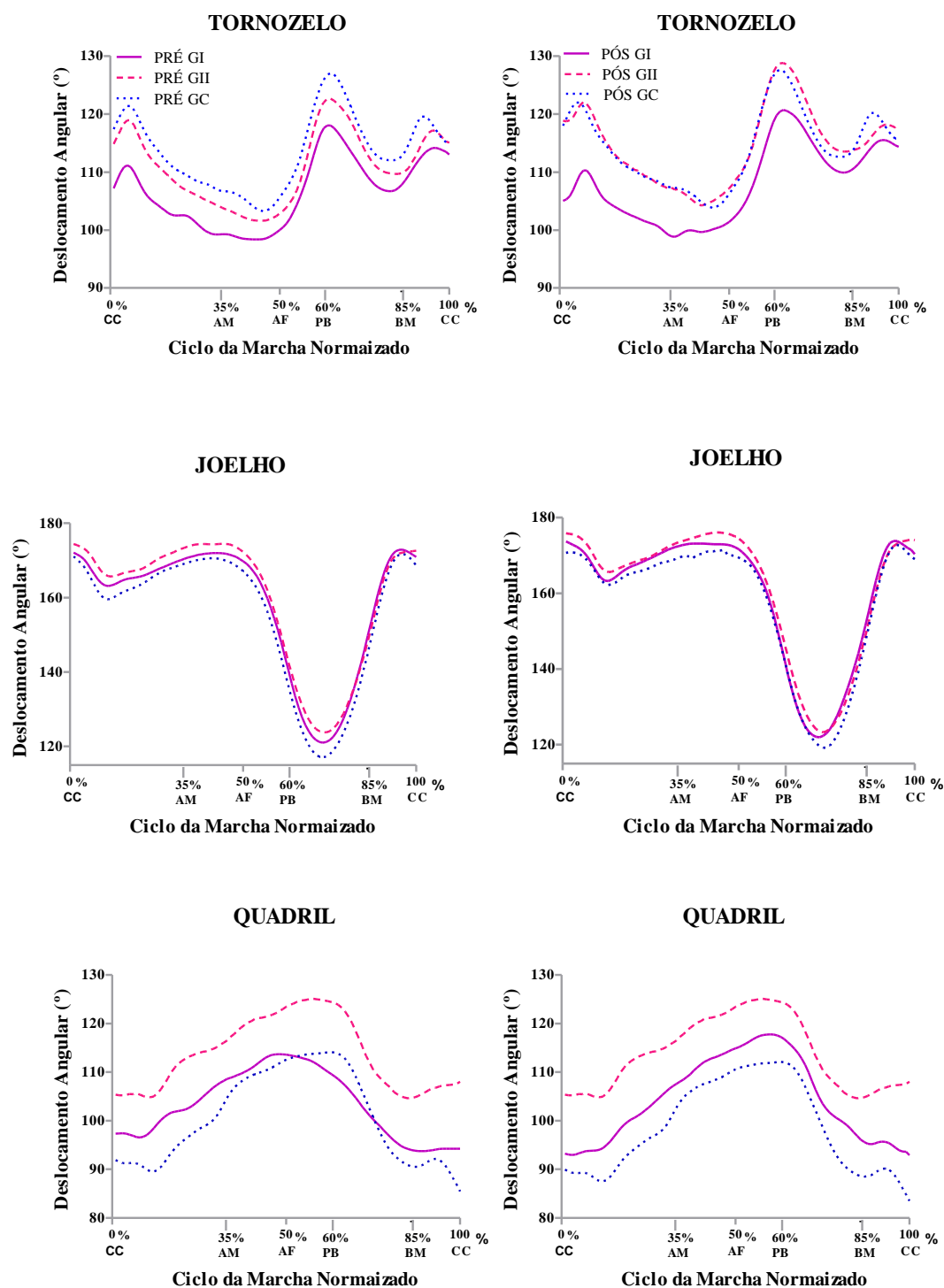
NOTA: Contato do Calcanhar (CC); Apoio Médio (AM); Apoio Final (AF); Período de Balanço (PB); Médio Balanço (MB).

Para as ações ao redor do quadril, os **picos de extensão (PEQ) e flexão do quadril (PFQ)** dos participantes dos grupos experimentais (GI e GII) **não** apresentaram aumento nestas variáveis ( $p < 0.05$ ). A **amplitude articular do quadril (AAQ)** aumentou em ambos os grupos (GI e GII). Os **aumentos** ( $p < 0.05$ ) na AAQ foram de  $5,50^\circ$  (GII) e de  $4,24^\circ$  (GI), todavia, sem diferenças ( $p > 0.05$ ) entre os grupos experimentais.

Na avaliação dos ângulos do joelho, as variáveis do **pico de extensão (PEJ), pico de flexão do joelho (PFJ) e amplitude articular do joelho (AAJ)** não apresentaram alterações ( $p > 0.05$ ) nos grupos experimentais (GI e GII). As variações no grupo **GI**, do PEJ, PFJ e AAJ foram  $-1,46$ ,  $-0,47$  e  $-0,99$ , respectivamente e no grupo **GII**  $0,79^\circ$ ,  $5,50^\circ$  e  $0,75^\circ$ , simultaneamente.

Na articulação do tornozelo, os grupos experimentais (GI e GII) apresentaram melhorias ( $p < 0.05$ ) sobre o **Pico de Extensão do Tornozelo (PET)** e na **Amplitude Articular do Tornozelo (AAT)**, mas não houve diferença ( $p > 0.05$ ) entre os grupos. O **Pico de Flexão do Tornozelo (PFT)**, não apresentou alterações (GI =  $0,68^\circ$ ; GII =  $3,93^\circ$ ;  $p > 0.05$ ) após o período de treinamento. As variações médias da articulação do tornozelo para o **GII** foram de  $4,66^\circ$  no PET e de  $8,20^\circ$  a AAT e no grupo **GI** de  $3,44^\circ$  no PET e  $6,63^\circ$  na AAT. Os valores médios das variáveis angulares estão expressos na Tabela 19.

Figura 20: Deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.



NOTA: Contato do Calcanhar (CC); Apoio Médio (AM); Apoio Final (AF); Período de Balanço (PB); Médio Balanço (MB).



TABELA 19: Variáveis espaciais angulares da marcha (média  $\pm$  desvio padrão) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento entre os grupos (GI, GII e GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
PIAP GI	33,2 $\pm$ 6,7	31,5 $\pm$ 5,2	- 5
PIAP GII	31,0 $\pm$ 5,4	34,4 $\pm$ 7,5	11
PIAP GC	33,4 $\pm$ 7,5	33,2 $\pm$ 7,6	- 1
ARP GI	5,7 $\pm$ 2,4	6,5 $\pm$ 2,5	13 <sup><math>\alpha</math></sup>
ARP GII	4,9 $\pm$ 1,8	5,5 $\pm$ 2,8	12 <sup><math>\alpha</math></sup>
ARP GC	5,5 $\pm$ 2,2	5,4 $\pm$ 1,8	- 3
AOP GI	6,0 $\pm$ 1,8	9,5 $\pm$ 2,6	60 <sup><math>\alpha</math> <math>\pi</math></sup>
AOP GII	6,8 $\pm$ 1,8	7,5 $\pm$ 2,7	9 <sup><math>\alpha</math></sup>
AOP GC	7,5 $\pm$ 1,2	7,6 $\pm$ 1,8	1
PEQ GI	118,9 $\pm$ 9,4	121,5 $\pm$ 11,9	2
PEQ GII	126,4 $\pm$ 9,7	126,1 $\pm$ 15,1	0
PEQ GC	123,6 $\pm$ 10,9	123,4 $\pm$ 8,6	0
PFQ GI	88,0 $\pm$ 10,3	89,9 $\pm$ 8,8	2
PFQ GII	97,7 $\pm$ 13,0	96,9 $\pm$ 15,7	- 1
PFQ GC	89,6 $\pm$ 11,7	91,7 $\pm$ 10,4	2
AAQ GI	24,6 $\pm$ 1,6	28,8 $\pm$ 7,4	17 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAQ GII	23,7 $\pm$ 1,5	29,2 $\pm$ 4,4	23 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAQ GC	34,0 $\pm$ 6,5	31,7 $\pm$ 7,2	- 7
PEJ GI	175,0 $\pm$ 4,2	173,5 $\pm$ 4,8	-1
PEJ GII	176,9 $\pm$ 2,7	177,7 $\pm$ 1,6	0
PEJ GC	172,8 $\pm$ 3,1	175,5 $\pm$ 2,9	2
PFJ GI	120,7 $\pm$ 5,8	120,2 $\pm$ 5,2	0
PFJ GII	115,6 $\pm$ 18,8	121,1 $\pm$ 5,5	5
PFJ GC	114,6 $\pm$ 6,1	119,1 $\pm$ 5,8	0
AAJ GI	54,3 $\pm$ 6,5	53,3 $\pm$ 5,3	- 2
AAJ GII	55,9 $\pm$ 4,1	56,6 $\pm$ 6,4	1
AAJ GC	58,2 $\pm$ 5,6	60,4 $\pm$ 6,5	4
PET GI	125,2 $\pm$ 7,6	128,7 $\pm$ 5,6	3 <sup><math>\alpha</math></sup>
PET GII	126,7 $\pm$ 4,6	131,4 $\pm$ 4,9	4 <sup><math>\alpha</math></sup>
PET GC	131,0 $\pm$ 5,2	131,7 $\pm$ 7,3	1
PFT GI	101,8 $\pm$ 5,8	102,4 $\pm$ 4,9	1
PFT GII	101,4 $\pm$ 5,8	105,3 $\pm$ 8,4	4
PFT GC	101,4 $\pm$ 4,6	99,4 $\pm$ 8,4	- 2
AAT GI	19,6 $\pm$ 1,6	26,2 $\pm$ 5,3	34 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAT GII	19,8 $\pm$ 0,6	28,0 $\pm$ 3,7	41 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAT GC	29,6 $\pm$ 6,0	30,1 $\pm$ 7,5	2

NOTA: Pico de inclinação anterior da pelve (PIAP); Amplitude de rotação pélvica (ARP); Amplitude de obliquidade pélvica (AOP); Pico de flexão do quadril (PFQ); Pico de extensão do quadril (PEQ); Amplitude Articular do quadril (AAQ); Pico de flexão do joelho (PFJ); Pico de extensão do joelho (PEJ); Amplitude Articular do joelho (AAJ); Pico de flexão do tornozelo (PFT); Pico de extensão do tornozelo (PET); Amplitude Articular do tornozelo (AAT).

A diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$\pi$  melhoria ( $p < 0.05$ ) do grupo sobre o outro.

#### 4.6 VARIÁVEIS TEMPORAIS DA DESCIDA EM ESCADA

Os grupos GI, GII e GC não apresentaram diferenças ( $p>0.05$ ) entre as condições PRE e PÓS. Também não foram encontradas diferenças entre os grupos ( $p<0.05$ ) nas variáveis temporais no **tempo do ciclo de descida (TCD)**, **tempo da fase de apoio (TFA)**, **tempo da fase de balanço (TFB)** e **tempo de duplo apoio (TDA)**. A Tabela 20 apresenta os dados das variáveis temporais da descida em escada.

TABELA 20- Variáveis temporais da descida em escada (média  $\pm$  desvio padrão) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento entre os grupos (GI, GII e GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
TCD GI	2,22 $\pm$ 2,32	1,68 $\pm$ 0,44	- 24
TCD GII	1,43 $\pm$ 0,34	1,43 $\pm$ 0,26	0
TCD GC	1,70 $\pm$ 0,91	1,78 $\pm$ 0,86	- 1
TFA GI	1,47 $\pm$ 1,86	1,00 $\pm$ 0,4	- 32
TFA GII	0,80 $\pm$ 0,20	0,82 $\pm$ 0,20	3
TFA GC	1,22 $\pm$ 0,62	1,21 $\pm$ 0,59	0
TFB GI	0,74 $\pm$ 0,57	0,68 $\pm$ 0,13	- 8
TFB GII	0,63 $\pm$ 0,16	0,61 $\pm$ 0,07	- 4
TFB GC	0,57 $\pm$ 0,29	0,57 $\pm$ 0,28	- 1
TDA GI	0,67 $\pm$ 1,13	0,31 $\pm$ 0,20	- 53
TDA GII	0,25 $\pm$ 0,11	0,25 $\pm$ 0,12	1
TDA GC	0,25 $\pm$ 0,13	0,25 $\pm$ 0,12	- 1

NOTA: Tempo do ciclo de descida (TCD); Tempo da fase de apoio (TFA); Tempo da fase de balanço (TFB); Tempo de duplo apoio (TDA).

#### 4.7 – VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES DA DESCIDA EM ESCADA

O GC não apresentou diferença em relação aos grupos experimentais (GI e GII) na condição PRÉ e permaneceu sem alterações ( $p>0.05$ ) durante o período em que os grupos experimentais realizaram o treinamento. Todavia, as comparações entre o GC e os grupos GI e GII após o treinamento (PÓS) revelaram diferenças significativas em algumas das variáveis espaciais lineares descida em escada ( $p<0.05$ ).

O GI apresentou uma diminuição média ( $p<0.05$ ) de 0.17m/s na **velocidade de descida (VD)** após o período de treinamento de força muscular, enquanto o GII uma redução de 0.08m/s. Não houve diferença entre GI e GII ( $p>0.05$ ). O **deslocamento do centro de massa no eixo x (DCOMX)** apresentou diminuição nos grupos experimentais GI (0.06m) e GII (0.038m) após o período de treinamento de força ( $p<0.05$ ), mas sem diferença entre os grupos GI e GII ( $p>0.05$ ).

As **cadência de descida (CADD)** apresentou diminuição nos grupos GI e GII após o período de treinamento de força. A diminuição no número de passos na descida (CADD) foi de 4 passos/min. para o grupo GI e de 3 passos/min. para o grupo GII. Porém, o **deslocamento vertical do centro de massa descendente (COMVD)** apresentou forte tendência à significância ( $p=0.058$ ). A variação (não significativa) de altura de deslocamento do COM vertical (COMVD) foi de -0.074m para o grupo GI e -0.168m para o grupo GII.

O **comprimento do passo (CP)**, **velocidade de contato do metatarso (VCM)**, e o **deslocamento lateral do centro de massa descendente (COMLD)** não apresentaram modificações nos grupos GI e GII após intervenção ( $p>0.05$ ). Na tabela 21 encontram-se os dados apresentados dos grupos GI, GII e GC.

TABELA 21: Variáveis especiais lineares da descida em escada (média  $\pm$  desvio padrão) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento entre os grupos (GI, GII e GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
CP GI	0,70 $\pm$ 0,10	0,71 $\pm$ 0,10	1
CP GII	0,73 $\pm$ 0,10	0,66 $\pm$ 0,10	- 9
CP GC	0,67 $\pm$ 0,10	0,67 $\pm$ 0,10	0
VD GI	0,61 $\pm$ 0,45	0,45 $\pm$ 0,11	- 27 $^{\alpha \beta}$
VD GII	0,55 $\pm$ 0,13	0,47 $\pm$ 0,09	- 15 $^{\alpha \beta}$
VD GC	0,42 $\pm$ 0,13	0,42 $\pm$ 0,12	- 1
VCM GI	0,71 $\pm$ 0,25	0,86 $\pm$ 0,87	20
VCM GII	0,71 $\pm$ 0,29	0,75 $\pm$ 0,30	6
VCM GC	0,82 $\pm$ 0,27	0,71 $\pm$ 0,44	- 14
CADD GI	41 $\pm$ 12	38 $\pm$ 7	- 9 $^{\beta}$
CADD GII	46 $\pm$ 10	43 $\pm$ 7	- 6 $^{\beta}$
CADD GC	38 $\pm$ 11	38 $\pm$ 11	0
DCOMX GI	58,6 $\pm$ 4,0	52,7 $\pm$ 3,4	- 10 $^{\alpha \beta}$
DCOMX GII	58,5 $\pm$ 3,5	54,7 $\pm$ 2,9	- 6 $^{\alpha \beta}$
DCOMX Vertical GC	59,8 $\pm$ 6,3	56,5 $\pm$ 2,4	- 6
COM Vertical GI	39,3 $\pm$ 26,6	32,0 $\pm$ 2,9	- 19 *
COM Vertical GII	49,8 $\pm$ 31,6	32,9 $\pm$ 2,4	- 34 *
COM Vertical GC	32,8 $\pm$ 1,9	31,7 $\pm$ 3,1	- 3
COM Lateral GI	11,7 $\pm$ 7,5	10,3 $\pm$ 3,2	- 12
COM Lateral GII	8,6 $\pm$ 4,1	7,6 $\pm$ 2,8	- 11
COM Lateral GC	6,8 $\pm$ 2,9	6,0 $\pm$ 2,8	- 12

NOTA: Comprimento do passo (CP); Velocidade de Descida (VD); Velocidade de contato do metatarso (VCM); Cadência de Descida (CADD). Deslocamento do Centro de massa corporal em X (DCOMX);

$\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$\beta$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre os grupos (experimental e controle) na condição PÓS.

$\pi$  melhoria ( $p < 0.05$ ) do grupo sobre o outro.

\* forte tendência à significância ( $p = 0.054$ )

#### 4.8 – VARIÁVEIS ESPACIAIS ANGULARES NA DESCIDA DA ESCADA

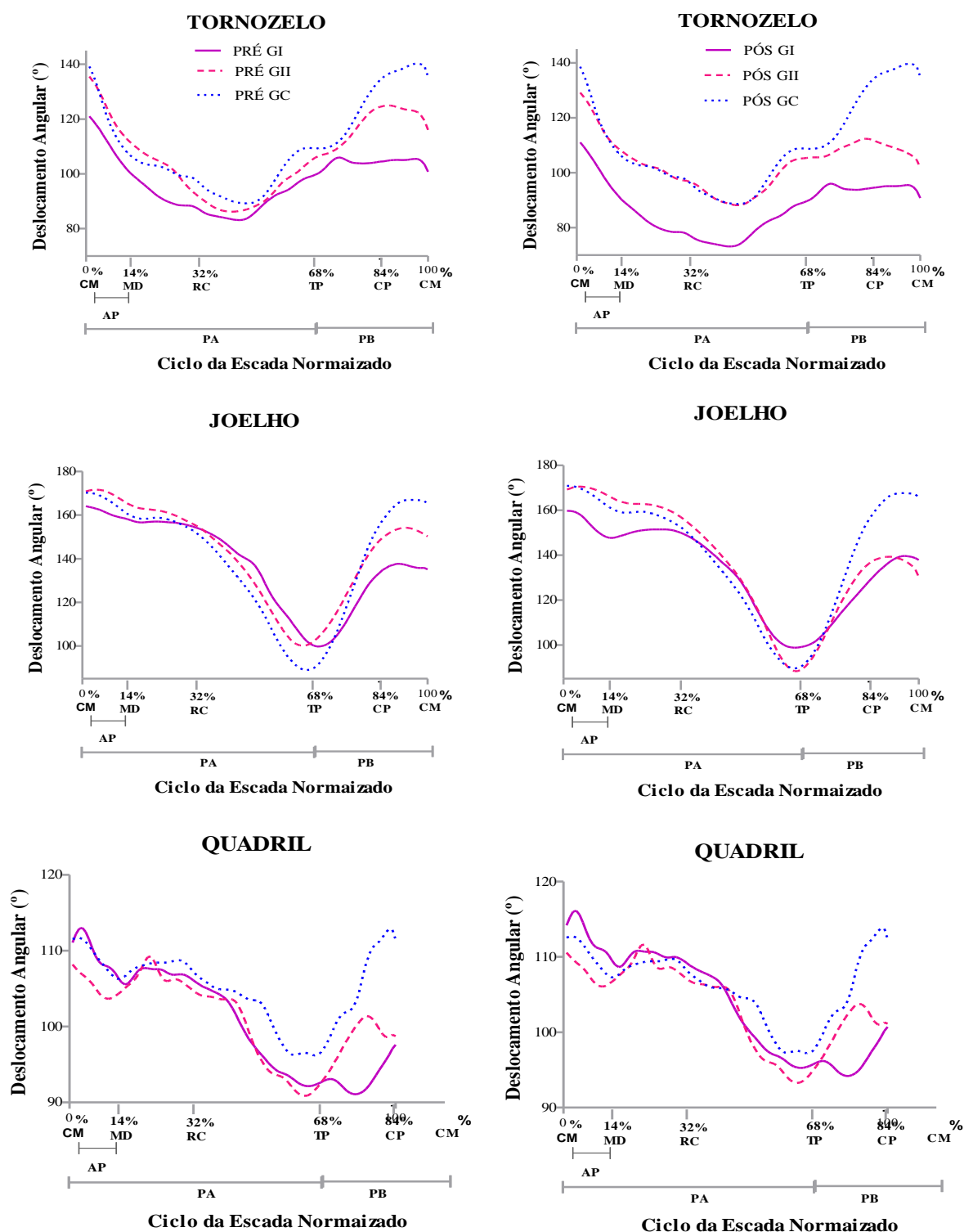
O GC não apresentou diferença em relação aos grupos experimentais (GI e GII) na condição PRÉ e permaneceu sem alterações ( $p>0.05$ ) durante o período em que os grupos experimentais realizaram o treinamento ( $p>0.05$ ). Todavia, as comparações entre o GC e os grupos GI e GII após o treinamento (POS) revelaram diferenças significativas em três variáveis espaciais angulares na descida em escada ( $p<0.05$ ).

Os **picos de extensão (PEQ) e flexão do quadril (PFQ)** dos grupos GI e GII **não** apresentaram alterações ( $p>0.05$ ). No grupo GI, as variações nos PEQ e PFQ foram de  $1,53^\circ$  e  $0,47^\circ$ , respectivamente e no grupo GII as variações foram de  $4,40^\circ$  no PEQ e  $-2,78^\circ$  PFQ. A **amplitude articular do quadril (AAQ)** não apresentou alterações ( $p>0.05$ ) para GI ( $3,04^\circ$ ) e GII ( $2,45^\circ$ ).

O **pico de extensão (PEJ) na descida da escada** foi à única variável do joelho que **não** apresentou diferença nos grupos experimentais (GI =  $0,23^\circ$ ; GII =  $0,54^\circ$ ). O **pico de flexão do joelho (PFJ)** de ambos os grupos GI e GII apresentou diminuição (GI =  $-0,67^\circ$ ; GII  $-8,45^\circ$ ,  $p<0.05$ ). Todavia, a similaridade entre os grupos GI e GII apresentou forte tendência à significância ( $p=0.055$ ). A **amplitude articular do joelho (AAJ)** foi modificada ( $p<0,05$ ) em ambos os grupos da intervenção (GI =  $0,91^\circ$ ; GII  $=9,00^\circ$ ), porém a AAJ do grupo GII foi maior do que GI. ( $p<0.05$ ).

Na articulação do tornozelo, os grupos GI e GII só apresentaram alterações na **Amplitude Articular do Tornozelo (AAT)** ( $p<0.05$ ). O GI diminuiu a AAT, enquanto GII apresentou uma redução mais discreta apenas ( $-2,91^\circ$ ) quando comparado ao GI ( $-10,58^\circ$ ), todavia, não foram encontradas diferenças entre os grupos ( $p>0.05$ ). No **Pico de Flexão do Tornozelo (PFT)** e no **Pico de Extensão do Tornozelo (PET)** não houve modificação nos grupos experimentais ( $p<0.05$ ). Em média, o GI apresentou valores de  $8,76^\circ$  no PFT e  $-2,77^\circ$  no PET, enquanto o GII apresentou variações de  $1,62^\circ$  no PFT e  $-1,33^\circ$  no PET. Os valores encontram-se na tabela 22 e os perfis de deslocamento angular na Figura 21.

Figura 21: Deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.



NOTA: Período de Apoio (PA); Período de Balanço (PB); Tarefa de Aceitação do Peso (AP); Tarefa de Manutenção da Descida (MD); Tarefa de Redução Controlada (RC); Tarefa de Transferência da Perna (TP); Tarefa de Colocação do Pé (CP); Contato do Meta (CM).

TABELA 22: Variáveis espaciais angulares da descida em escada (média  $\pm$  desvio padrão) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento entre os grupos (GI, GII e GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
PEQ GI	119,5 $\pm$ 6,8	121,0 $\pm$ 12,3	1
PEQ GII	124,7 $\pm$ 12,2	129,1 $\pm$ 11,9	4
PEQ GC	112,9 $\pm$ 10,6	114,1 $\pm$ 7,7	1
PFQ GI	92,5 $\pm$ 9,3	93,0 $\pm$ 13,1	1
PFQ GII	93,7 $\pm$ 8,8	90,9 $\pm$ 9,1	-3
PFQ GC	89,5 $\pm$ 7,7	89,6 $\pm$ 7,8	0
AAQ GI	28,5 $\pm$ 9,5	31,6 $\pm$ 11,9	11
AAQ GII	31,0 $\pm$ 13,7	33,4 $\pm$ 6,9	8
AAQ GC	27,1 $\pm$ 9,8	27,6 $\pm$ 7,5	2
PEJ GI	173,0 $\pm$ 4,0	173,3 $\pm$ 3,6	0
PEJ GII	174,6 $\pm$ 3,5	175,1 $\pm$ 2,5	0
PEJ GC	172,5 $\pm$ 4,8	175,2 $\pm$ 2,3	2
PFJ GI	86,6 $\pm$ 5,4	86,0 $\pm$ 5,4	- 1 <sup><math>\alpha</math></sup>
PFJ GII	91,9 $\pm$ 7,1	83,4 $\pm$ 10,4	- 9 <sup><math>\alpha</math> *</sup>
PFJ GC	89,5 $\pm$ 14,0	93,1 $\pm$ 14,6	4
AAJ GI	86,4 $\pm$ 7,8	87,3 $\pm$ 8,3	1 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAJ GII	82,7 $\pm$ 8,7	91,7 $\pm$ 11,5	11 <sup><math>\alpha</math> <math>\pi</math></sup>
AAJ GC	83,0 $\pm$ 13,1	82,6 $\pm$ 14,4	0
PET GI	140,0 $\pm$ 8,8	137,2 $\pm$ 11,8	2
PET GII	140,9 $\pm$ 9,9	139,5 $\pm$ 12,2	1
PET GC	142,8 $\pm$ 5,7	143,3 $\pm$ 6,1	0
PFT GI	78,2 $\pm$ 11,2	86,9 $\pm$ 11,2	11
PFT GII	81,7 $\pm$ 8,8	83,34 $\pm$ 8,1	2
PFT GC	83,8 $\pm$ 13,7	85,2 $\pm$ 10,7	2
AAT GI	60,9 $\pm$ 6,8	50,3 $\pm$ 7,0	- 17 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAT GII	59,2 $\pm$ 8,8	56,3 $\pm$ 13,3	- 5 <sup><math>\alpha</math></sup>
AAT GC	59,0 $\pm$ 13,6	58,1 $\pm$ 12,8	- 2

NOTA: Pico de flexão do quadril (PFQ); Pico de extensão do quadril (PEQ); Amplitude Articular do quadril (AAQ); Pico de flexão do joelho (PFJ); Pico de extensão do joelho (PEJ); Amplitude Articular do joelho (AAJ); Pico de flexão do tornozelo (PFT); Pico de extensão do tornozelo (PET); Amplitude Articular do tornozelo (AAT).

A diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.

$\pi$  melhoria ( $p < 0.05$ ) do grupo sobre o outro.

\* forte tendência à significância ( $p = 0.055$ )

Na descida da escada foram avaliadas as velocidades angulares das articulações do tornozelo, joelho e quadril. Nas variáveis do quadril, joelho e tornozelo do grupo controle (GC) não foram encontradas alterações PRÉ e PÓS.

Os resultados mostram que a **articulação do quadril** apresentou aumento na **mínima velocidade angular do quadril** (MINVAQ) em ambos os grupos de intervenção ( $p < 0.05$ ; GI e GII). A **variação total da velocidade do quadril** (VTVQ) apresentou uma redução **apenas** no grupo que treinou os músculos flexores e extensores do quadril e joelho (GII;  $p < 0.05$ ). A **máxima velocidade angular do quadril** (MAXVAQ) não apresentou alterações ( $p > 0.05$ ) em função do treinamento (GI e GII). As variações na MINVAQ e MAXVAQ em GI foram de  $-13,43 \text{ m.s}^{-1}$  e  $-68,34 \text{ m.s}^{-1}$  e no grupo GII de  $-43,64 \text{ m.s}^{-1}$  e  $28,09 \text{ m.s}^{-1}$ , respectivamente. Foram encontradas diferenças na VTVQ (GII =  $71,73 \text{ m.s}^{-1}$ ;  $p < 0.05$ ) em função do treinamento, enquanto o GI permaneceu relativamente inalterado (GI =  $-54,91 \text{ m.s}^{-1}$ ;  $p > 0.05$ ). Os perfis da velocidade angular do quadril encontram-se na Figura 22.

A **articulação do joelho** não foi alterada ( $p > 0.05$ ), independente do tipo de treinamento aplicado (GI e GII). As variações da **mínima velocidade angular do joelho** (MINVAJ), **máxima velocidade angular do joelho** (MAXVAJ) e **variação total da velocidade do joelho** (VTVJ) foram de  $-0,68 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $26,4 \text{ m.s}^{-1}$  e  $27,0 \text{ m.s}^{-1}$  no GI e  $8,1 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $-17,7 \text{ m.s}^{-1}$  e  $-25,8 \text{ m.s}^{-1}$  no GII, respectivamente.

A **articulação do tornozelo** também não apresentou modificações ( $p > 0.05$ ) em ambos os grupos da intervenção (GI e GII). As variações na **mínima velocidade angular do tornozelo** (MINVAT), **máxima velocidade angular do tornozelo** (MAXVAT) e **variação total da velocidade do tornozelo** (VTVT) foram nos grupos GI  $-0,03 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $26,4 \text{ m.s}^{-1}$  e  $53,5 \text{ m.s}^{-1}$ , respectivamente e no GII  $0,87 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $49,6 \text{ m.s}^{-1}$  e  $48,7 \text{ m.s}^{-1}$ , respectivamente. Os valores das variáveis de velocidade angular encontram-se descritos na Tabela 23.

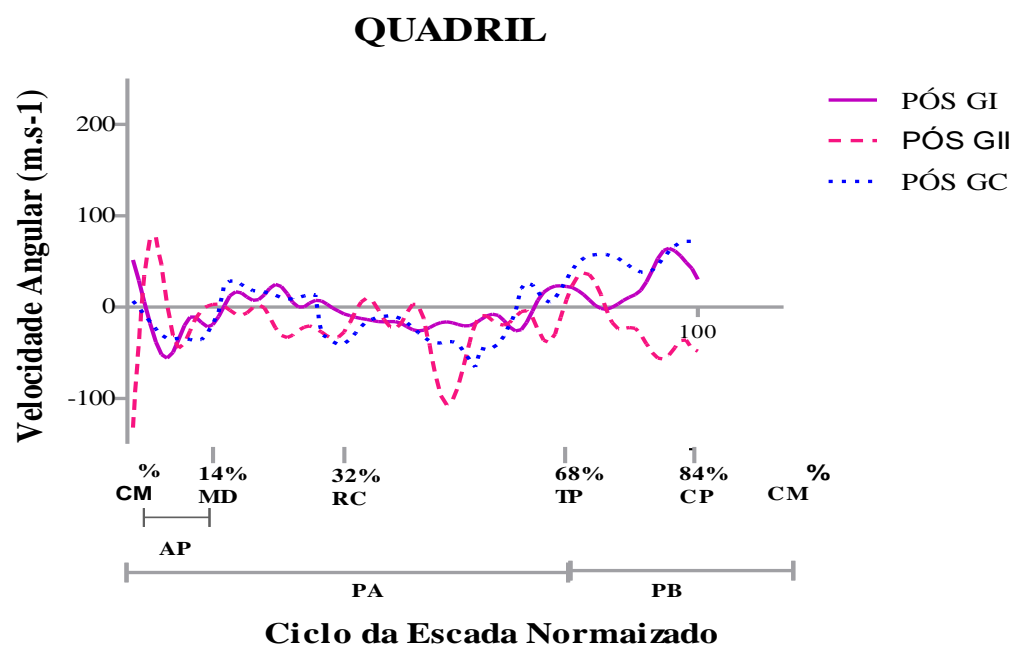
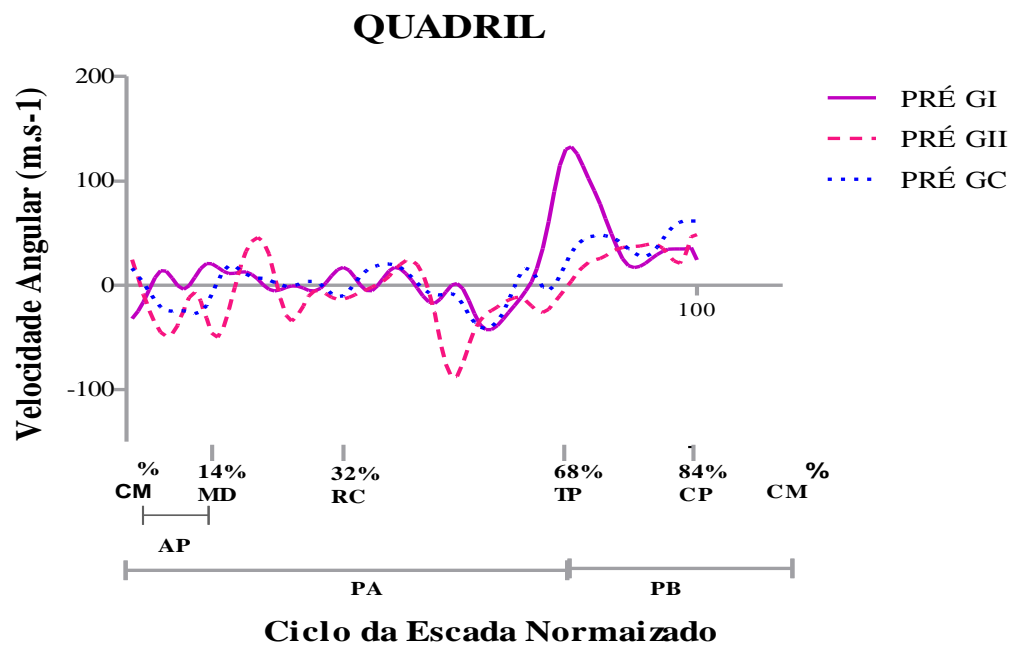


TABELA 23: Variáveis de velocidade angular da descida em escada (média  $\pm$  desvio padrão) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento entre os grupos (GI, GII e GC).

Variável	PRÉ	PÓS	Variação (%)
MINVAQ GI	- 42,7 $\pm$ 36,2	-56,1 $\pm$ 24,5	31 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math></sup>
MINVAQ GII	- 88,3 $\pm$ 31,4	- 132,9 $\pm$ 32,6	49
MINVAQ GC	- 41,8 $\pm$ 25,3	- 56,1 $\pm$ 24,5	13
MAXVAQ GI	132,9 $\pm$ 36,2	64,5 $\pm$ 24,5	- 49
MAXVAQ GII	48,6 $\pm$ 31,4	76,7 $\pm$ 32,6	58
MAXVAQ GC	61,8 $\pm$ 25,3	71,8 $\pm$ 36,5	16
VTVQ GI	175, 5 $\pm$ 36,2	120,6 $\pm$ 36,5	- 69
VTVQ GII	136,9 $\pm$ 31,4	208,6 $\pm$ 32,6	52 <sup><math>\alpha</math> <math>\beta</math> <math>\pi</math></sup>
VTVQ GC	103,6 $\pm$ 25,3	137,3 $\pm$ 36,5	14
MINVAJ GI	- 246,5 $\pm$ 88,2	- 247,2 $\pm$ 86,8	0
MINVAJ GII	- 278,7 $\pm$ 82,7	- 270,6 $\pm$ 81,1	- 3
MINVAJ GC	- 281,6 $\pm$ 85,9	- 257,9 $\pm$ 54,5	- 8
MAXVAJ GI	299,8 $\pm$ 76,8	326,2 $\pm$ 105,0	9
MAXVAJ GII	312,0 $\pm$ 103,6	294,2 $\pm$ 119,5	- 6
MAXVAJ GC	318,5 $\pm$ 49,2	320,8 $\pm$ 54,7	1
VTVJ GI	546,3 $\pm$ 128,9	573,4 $\pm$ 149,7	5
VTVJ GII	590,6 $\pm$ 176,7	564,8 $\pm$ 175,0	- 4
VTVJ GC	600,3 $\pm$ 88,3	578,7 $\pm$ 88,3	-4
MINVAT GI	- 332,9 $\pm$ 73,7	- 386,5 $\pm$ 164,4	16
MINVAT GII	- 390,3 $\pm$ 96,8	- 389,5 $\pm$ 147,8	0
MINVAT GC	- 421,6 $\pm$ 139,8	- 389,1 $\pm$ 156,0	- 8
MAXVAT GI	290,5 $\pm$ 138,6	290,5 $\pm$ 175,7	0
MAXVAT GII	226,1 $\pm$ 45,8	275,7 $\pm$ 102,7	22
MAXVAT GC	236,2 $\pm$ 93,1	237,0 $\pm$ 58,5	0
VTVT GI	623,4 $\pm$ 192,5	677,0 $\pm$ 312,5	9
VTVT GII	616,4 $\pm$ 129,9	665,1 $\pm$ 198,6	8
VTVT GC	657,7 $\pm$ 182,8	621,8 $\pm$ 175,8	- 5

NOTA: Mínima Velocidade Angular do Quadril (MINVAQ); Máxima Velocidade Angular do Quadril (MAXVAQ); Variação Total da Velocidade do Quadril (VTVQ); Mínima Velocidade Angular do Joelho (MINVAJ); Máxima Velocidade Angular do Joelho (MAXVAJ); Variação Total da Velocidade do Joelho (VTVJ); Mínima Velocidade Angular do Tornozelo (MINVAT); Máxima Velocidade Angular do Tornozelo (MAXVAT); Variação Total da Velocidade do Tornozelo (VTVT);  
 $\alpha$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre as condições (PRÉ e PÓS) no grupo experimental.  
 $\beta$  diferenças ( $p < 0.05$ ) entre os grupos (experimental e controle) na condição PÓS.  
 $\pi$  melhoria ( $p < 0.05$ ) do grupo sobre o outro.

FIGURA 22: Perfis da velocidade angular do quadril antes (PRÉ) e após (PÓS) o treinamento de força muscular dos grupos GI, GII e GC.



NOTA: Período de Apoio (PA); Período de Balanço (PB); Tarefa de Aceitação do Peso (AP); Tarefa de Manutenção da Descida (MD); Tarefa de Redução Controlada (RC); Tarefa de Transferência da Perna (TP); Tarefa de Colocação do Pé (CP); Contato do Meta (CM).

## 5- DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos de diferentes treinamentos de força em diferentes grupos musculares de membros inferiores sobre a funcionalidade de idosos. Para descrever a funcionalidade, a marcha e o deslocamento em descida na escada foram escolhidas por representarem tarefas quotidianas e de elevada importância para os idosos e apresentarem alto risco de quedas. Duas necessidades fundamentais durante a marcha são a sustentação da progressão do corpo e a manutenção do equilíbrio para prevenir quedas (TIROSH & SPARROW, 2005).

O estudo partiu da premissa de que melhorias na força dos músculos abdutores do quadril (La ROCHE, 2009; HILLIARD et al., 2008; LEE & CHOU, 2007) e plantiflexores (KERRIGAN et al., 1998, 2000) – grupo I – aumentam os momentos articulares na fase de impulsão da marcha e melhoram a estabilização do tronco e pelve durante a fase de balanço. Essa maior estabilidade da pelve e eficiência dos plantiflexores pode aumentar a eficiência da marcha em parâmetros como maior elevação do pé no solo, velocidade e comprimento do passo (KIRKWOOD et al., 2007; KERRIGAN et al., 1998; JUDGE et al., 1993, 1996). Tal aumento na mobilidade do pé se deve em grande parte à ação dos músculos flexores e extensores do tornozelo (KAPANJI, 2000). As melhorias funcionais nestes grupos musculares também podem diminuir o risco de queda no deslocamento descendente em escada (REEVES et al., 2008) através do maior controle da velocidade do quadril e tornozelo. Melhorias na força dos extensores e flexores de quadril e joelho – grupo II – foram analisadas pela grande importância que esses grupos musculares possuem no desempenho das tarefas quotidianas (deslocamento em escada, caminhada, testes de sentar e levantar da cadeira) e risco de quedas (WHIPPLE, WOLFSON & AMERMAN, 1987; JONKERS, 2003; LYONS et al., 1983; LEE & CHOU, 2007; CAO et al., 2007; ACSM, 2002; PERRY, 1992).

O questionário IPAQ indicou que os participantes são ativos e capazes de realizar suas atividades do dia-a-dia. Os participantes selecionados completaram com êxito as avaliações e os dois diferentes protocolos experimentais de treinamento. Os dois grupos experimentais completaram integralmente as 12 semanas de treinamento com uma frequência média superior a 80% de participação. A seguir, os resultados sobre a força muscular, funcionalidade, marcha no plano e descida em escada.

## 5.1 FORÇA e DESEMPENHO MUSCULAR

A similaridade entre os grupos experimentais (grupo I e II) antes do período de treinamento demonstra a homogeneidade na condição inicial que pudesse influenciar os resultados do programa de treinamento. A similaridade entre PRE e POS do GC revelou que a força permaneceu estável durante o período em que os grupos experimentais realizaram o treinamento de força. Dessa forma, alterações funcionais serão consideradas como decorrentes do treinamento de força.

Os idosos do presente estudo apresentaram máxima contração isométrica voluntária (MIVC) média semelhante a de outros estudos (DAUBNEY & CULHAM, 1999). Assim, a MIVC dos idosos deste estudo pode ser comparada com outros sujeitos que vivem na comunidade. Os protocolos de treinamento e os ajustes das cargas foram satisfatórios para induzir melhorias importantes na MIVC, independente do protocolo a que os grupos foram submetidos. Os aumentos na MIVC foram mais pronunciados do que aqueles relatados em outros estudos (SUETTA et al., 2004; FRONTERA et al., 1988; GRIMBY et al., 1992; SKELTON et al., 1995) que analisaram um menor número de grupos musculares.

O grupo GI teve aumentos maiores (76%) na MIVC dos músculos plantiflexores do que o grupo GII (47%) e este maior aumento pode ser atribuído à especificidade do treinamento realizado pelo grupo GI.

O grupo que treinou os músculos flexores e extensores do quadril e joelho (GII) apresentou aumento mais pronunciado na MIVC de alguns grupos musculares do que o grupo GI. O aumento médio na MIVC esteve entre 35-74% para os músculos flexores e extensores do quadril e joelho, bem como para os dorsiflexores, enquanto que o grupo GI obteve ganhos médios de 22-47% nestes mesmos grupos musculares. Este aumento diferenciado era esperado pela especificidade do treinamento do grupo GII.

Apesar do princípio da especificidade poder justificar algumas diferenças no aumento de força e torque entre os grupos GI e GII, este fato não se repetiu para os músculos abdutores do quadril, pois não foram encontradas diferenças significativas para este grupo muscular entre GI e GII (GI = 87% vs GII = 51%), porém os valores foram *bordeline* ( $p=0.06$ ).

Os ganhos na MIVC dos músculos abdutores do quadril foram superiores aos relatados por Simoneau e colaboradores (2007b) que reportaram aumentos de 16%,

provavelmente pelo menor volume e intensidades de treinamento do que aquelas aplicadas no presente estudo.

Os protocolos de treinamento e os ajustes das cargas também foram satisfatórios para induzir melhorias importantes no teste de 1 RM dos exercícios específicos de cada grupo (GI e GII). Os ganhos de força muscular encontrados no presente estudo (entre 38 e 55%) foram similares (31-110% de 1RM) aos reportados por outros (BRANDON et al., 2003; FIATARONE et al., 1994; FRONTERA et al., 1988). Por outro lado, outro estudo comparando cargas entre 60-70% de 1 RM com cargas semelhantes ao deste estudo (70-80%), encontrou menores aumentos de força com menor intensidade e aumentos muito superiores (227%) ao do presente estudo para alta intensidade de carga (KALAPOTHARAKOS, 2005). Provavelmente, essa diferença se deve ao fato de que a maior parte dos estudos tem mensurado 1RM antes dos sujeitos estarem familiarizados com a execução dos movimentos. Em geral, quando os autores optam por mensurar 1 RM antes destas adaptações, essas grandes melhorias de força ocorrem pela associação aos ganhos neurais (BEHM & SALE, 1993; FOLLAND & WILLIAMS, 2007) tornando-se de difícil comparação. A força dos músculos extensores do joelho está entre as mais estudadas por sua grande importância funcional. Neste estudo, o aumento de força no teste de 1 RM para este grupo muscular foi de 32%, sendo maior (20%) do que o relatado por alguns estudos (VINCENT et al., 2002) e inferior (50%) ao relatado por outros (HAKKINEN et al., 1998).

As modificações no desempenho muscular entre os grupos (GI e GII) não foram comparadas por meio do teste de 1RM. Este teste necessita de três a oito sessões de familiarização (PHILLIPS et al., 2004; PLOUTZ-SNYDER & GIAMIS, 2001; DIAS et al., 2005) para que a medida se torne estável e possam ser determinados os valores máximos. Sendo assim, a familiarização poderia induzir a melhorias importantes na força dos grupos musculares treinados pelo **outro** grupo experimental, como observado no estudo com idosas ativas que relatou aumento de força de 22,5% na extensão de joelho após período de familiarização (PLOUTZ-SNYDER & GIAMIS, 2001).

A **taxa de desenvolvimento de torque (TDT)** tem conseqüências funcionais relevantes, pois determina a força que pode ser gerada nas fases iniciais da contração muscular. Assim, a TDT é um fator determinante para o tempo de reação (AAGAARD et al., 2002) e importante na recuperação do equilíbrio frente a distúrbios e,

conseqüentemente, na redução do risco de quedas (La ROCHE et al., 2009; AAGAARD et al., 2002; HAKKINEN et al., 1985a; 1985b). De fato, alguns autores têm indicado que a capacidade de gerar força rapidamente em idosos pode ser mais diretamente ligada à incapacidade funcional do que a força (FOLDVARI et al., 2000).

A intervenção nos dois grupos foi efetiva para melhoria na TDT. Os idosos que exercitaram os flexores e extensores do quadril e joelho (GII) obtiveram maiores resultados na TDT **destes** grupos musculares do que aqueles que exercitaram os músculos abdutores do quadril e plantiflexores (GI) (68-82% vs 25-52%, respectivamente). O GI **não** apresentou uma TDT maior para os músculos abdutores (108% GI vs 48% GII) e plantiflexores (77% GI vs 44% GII) do que aquela encontrada no GII. Todavia, é tentador especular se tais resultados seriam mantidos em populações estatisticamente mais expressivas.

Não são conhecidos estudos que tenham comparado a taxa de desenvolvimento de torque para diferentes protocolos de treinamento e grupos musculares de membros inferiores. Os aumentos observados no presente estudo (69-73%) são maiores dos que os encontrados por Aagaard e colaboradores (2002), que verificaram aumentos de 17-26% na TDT após um período de treinamento de força muscular. Outros estudos com treinamento combinado de resistência e potência muscular (HÄKKINEN & HÄKKINEN, 1995; HÄKKINEN et al., 1998, 2001) encontraram aumentos significativos na TDT, sugerindo que treinamentos para desenvolvimento da potência muscular podem ser ainda mais efetivos para melhorias na TDT do que aqueles destinados a força e resistência muscular (HÄKKINEN et al., 1985a; 1985b).

Um dos achados mais interessantes do presente estudo foi o aumento da MIVC e, conseqüentemente, no pico de torque, de **todos** os grupos musculares testados, verificado no grupo (GI) que treinou apenas os músculos abdutores e plantiflexores. Esperava-se que apenas os grupos musculares selecionados apresentassem aumentos de força e torque em função da especificidade do programa de exercícios aplicados. É possível que o aumento no desempenho destes grandes grupos musculares seja conseqüência da contração muscular realizada por outros grupos musculares para estabilizar as articulações durante a execução dos exercícios, todavia, tais recrutamentos não seriam suficientes para causar aumentos tão expressivos de força (22-47%). Outra

explicação possível para esses ganhos pode estar relacionada com o aumento no nível de atividades físicas quotidianas induzidas pelo treinamento. Por outro lado, o aumento de força e torque ocorrido para os músculos do tornozelo, abdutores e adutores do quadril no grupo GII pode ser explicado pelo grande envolvimento destas articulações para estabilizar as altas cargas durante os exercícios. Em contrapartida, sabe-se que aumentos de força em pequenos grupos musculares são comuns após o treinamento em grandes grupos musculares.

Os diferentes grupos musculares escolhidos para os dois protocolos do presente estudo (abdutores de quadril e plantiflexores vs flexores e extensores do quadril e joelho) são relevantes pela distinta importância funcional atribuída a cada um. Para o grupo GI foram selecionados menos grupos musculares (2 para GI vs 4 para GII), determinando também diferença no número de exercícios entre os grupos em cada sessão de treinamento (4 para GI vs 5 para GII). Para que os achados do presente estudo sejam relevantes, os ganhos de força e torque precisam ser analisados através dos benefícios que podem transferir na execução das atividades diárias dos idosos. Apesar das diferenças entre os protocolos de treinamento quando comparados número de exercícios e volume muscular recrutado, essas diferenças não influenciaram substancialmente às tarefas funcionais. As melhorias funcionais ocorridas após período de intervenção do presente estudo serão discutidas a seguir.

## 5.2- FUNCIONALIDADE DOS IDOSOS

No presente estudo era esperado que os idosos que participaram do treinamento de força para grandes grupos musculares, os músculos flexores e extensores do quadril e joelho, apresentassem melhorias funcionais mais significativas do que os idosos que realizaram treinamento de força para os músculos plantiflexores e abdutores do quadril. Esta expectativa se deve à importância dos músculos extensores (HUGHES et al., 1996) e flexores do joelho (HANDLER et al., 1997; RANTANEN & HEIKKINEN, 1994; BUCHNER & DELATEUR, 1991;) em atividades habituais como levantar de uma cadeira (BASSEY et al. 1992), subir escadas, caminhar distâncias médias (TROOSTERS et al., 1999) e outras atividades da vida diária.

---

A importância dos plantiflexores (La ROCHE, 2009; KERRIGAN, 2003; SUZUKI, 2000) e dos músculos abdutores do quadril (HILLIARD et al., 2008; LEE & CHOU, 2007) é bem estabelecida para a marcha. Músculos dorsiflexores e plantiflexores são importantes para o controle e recuperação do equilíbrio após perturbações (La ROCHE et al., 2009). Todavia, a influência do ganho de força e torque específicos para estes músculos sobre parâmetros funcionais não é bem conhecida.

Os resultados encontrados mostram que, independente dos grupos musculares treinados nos membros inferiores, melhorias funcionais em músculos isolados (e pequenos grupos musculares) podem ser transferidas para aumentar desempenho nas atividades do cotidiano nos idosos.

#### 5.2.1- PERCURSO EM SEIS MINUTOS – TC6

Os aumentos de força e torque ocorridos nos membros inferiores dos idosos de ambos os grupos foi suficiente para melhoria funcional na caminhada. Os resultados encontrados durante os seis minutos de caminhada revelam que a amostra de idosos pode ser classificada como saudável independente dos grupos experimentais, pois obtiveram resultados de percurso entre 400 a 700m (ENRIGHT, 2003; RIKLI & JONES, 2001).

A similaridade nos aumentos da distância percorrida no teste de 6 minutos entre os grupos (GI = 11% vs GII = 7%) pode ser explicado pelo aumento de força e torque em todos os grupos musculares avaliados em membros inferiores nos grupos GI e GII. Apesar de o grupo GII ter apresentado maiores ganhos de torque nos grandes grupos musculares (flexores e extensores do quadril e joelho), este aumento de torque não teve o impacto esperado na caminhada e distâncias percorridas em seis minutos. Ao contrário, o grupo GI, que treinou abdutores e plantiflexores apresentou discreta variação em relação ao grupo GII (em +4%). Talvez o maior impacto do aumento de torque dos grandes grupos musculares do GII pudesse ser notado em caminhadas com percursos mais longos. Este grupo (GII) pode apresentar maior resistência à fadiga no percurso de maiores distâncias, caso tenha ocorrido aumento do volume muscular superior ao do grupo GI. Análises desta natureza não foram incluídas neste estudo.

---



A única atividade comum a todos os indivíduos dos dois grupos é a utilização da caminhada como forma de deslocamento. É possível que o aumento de torque dos músculos abdutores e plantiflexores tenham sido suficientes para aumentar os níveis de atividades diárias dos idosos do grupo GI, visto que, a melhoria deste conjunto sinérgico pode explicar o maior recrutamento de grandes grupos musculares na marcha. Os músculos plantiflexores são potentes propulsores (ERICSON et al., 1986) induzindo a um maior recrutamento dos abdutores para controle e estabilização da pelve. Sendo assim, a utilização da caminhada para deslocamento do indivíduo causa adaptações estruturais e fisiológicas (KUBO et al., 2008) que podem ter propiciado melhorias na caminhada de seis minutos do GI. Além disso, força isométrica de plantiflexores é fator independente para aumentar a velocidade da marcha (SUZUKI et al., 2000). Os fatos acima podem justificar a igualdade na alteração do comprimento do passo em ambos os grupos (4 cm), apesar de o grupo GII ter realizado treinamento para músculos de volume muito superior ao realizado pelo grupo GI. Estas alterações serão discutidas na seção 5.3.

Os percursos no teste de caminhada em seis minutos do presente estudo são semelhantes (11%) aos encontrados por outros pesquisadores (FIATARONE et al., 1994), mas inferiores (30%) a outros (KALAPOTHARAKOS et al. 2005). Ambos os estudos foram realizados com treinamento de força para grandes grupos musculares de membros inferiores. As diferenças entre diversos estudos quanto à distância percorrida podem ocorrer por causas multifatoriais, como patologias relacionadas à idade, dores (CAMARRI et al., 2006), humor, motivação (LORD & MENZ, 2002) e, até mesmo, comprimento do membro inferior por interferir diretamente no comprimento do passo do indivíduo. Esta grande variabilidade pode ser confirmada por estudos que encontraram distâncias médias de 540m (ENRIGHT & SHERRILL, 1998) até 637m (TROOSTERS et al., 1999) nos seis minutos do teste com idosos.

#### 5.2.2 – Avaliação Funcional da Força e Torque de Membros Inferiores – Teste de Sentar e Levantar da Cadeira

Os valores reportados no teste de sentar e levantar da cadeira para idosos saudáveis de 60 a 74 anos variam entre 10 e 19 repetições (RIKLI & JONES, 2001). A menor performance do GI encontrada no pré-teste foi incrementada ao longo do treinamento e,

ao final das treze semanas, ambos os grupos estiveram compatíveis com aqueles preditos por RIKLI & JONES (2001).

Foram detectadas melhorias em ambos os grupos no teste de sentar e levantar da cadeira após o treinamento (GI = 24%; GII = 29%). Esses ganhos são comparáveis aqueles observados após um período de treinamento específico de força (28,7%) para grandes grupos musculares de membros inferiores (KALAPOTHARAKOS et al., 2005). Assim, os benefícios do treinamento de força puderam ser transferidos para atividades da vida diária.

A diminuição na capacidade de levantar da cadeira rapidamente tem sido associada com risco de queda (NEVITT & CUMMINGS, 1989; TINETTI et al., 1988) e fraturas no quadril (CUMMINGS & NEVITT, 1995) entre idosos. Portanto, os aumentos na taxa de desenvolvimento de torque foram efetivos para atenuar parcialmente às alterações do envelhecimento sobre o desempenho muscular.

A dificuldade em levantar de assentos mais baixos é elevada entre os idosos e aumenta com cadeira de altura inferior a 33 cm (WEINER et al., 1993). Assentos mais baixos exigem elevados percentuais de esforço para idosos (SCARBOROUGH et al., 1999), que recrutam ~97% da força isométrica máxima dos músculos extensores do joelho, enquanto jovens utilizam percentuais bastante menores (~39%) (HUGHES et al., 1996). Por isso, esperava-se que o grupo que realizou treinamento de força para músculos extensores e flexores do quadril e joelho (GII), apresentasse melhor desempenho no teste de sentar e levantar. Provavelmente, a similaridade entre os grupos pode ser explicada pela complexidade da tarefa que depende de níveis adequados de equilíbrio estático, o qual é fortemente influenciado pelos músculos plantiflexores (Mc CARTHY et al, 2004). Este estudo demonstrou que a força dos plantiflexores é o melhor preditor de desempenho nessa tarefa seguidos pela força dos grupos músculos flexores do quadril e dos extensores do joelho como segundo e terceiro preditor, respectivamente. Apesar de o grupo GI ter apresentado maior aumento de força e torque nos músculos plantiflexores do que o grupo GII, é importante ressaltar que os testes de contração voluntária máxima são realizados em cadeia cinética aberta, enquanto o teste de 30s sentando e levantando da cadeira acontecem em cadeia cinética fechada, onde se torna possível mover maiores cargas. Além disso, forças mensuradas na contração isométrica são maiores do que as medidas em contração concêntrica (LIEBER, 1992). Provavelmente por isso o grupo GI, que apresentou maior força nos músculos

plantiflexores do que o grupo GII, não tenha sido estatisticamente melhor do que o grupo GII nesta tarefa. Portanto, pode-se especular que as mesmas considerações possam justificar o porquê do maior ganho de força e torque nos flexores e extensores do quadril joelho observado no grupo que treinou especificamente esses grupos musculares podem não ter sido suficiente para causar uma diferença expressiva entre os grupos GI e GII nesse teste.

Aumentos de força de 20% nos músculos extensores do joelho possibilitam aos idosos elevar-se de cadeiras 1 cm mais baixa (HUGHES et al, 1996). Os idosos do presente estudo apresentaram aumento de torque e força entre 32-70%. Este grau de melhoria funcional capacita aos idosos elevar-se de cadeiras mais baixas sem auxílio, mantendo a independência.

### 5.2.3 – Avaliação Funcional da Agilidade e Equilíbrio Dinâmico - Teste *Foot Up and Go*

Alguns estudos (RIKLI & JONES, 2001) têm reportado valores de referência de 4,2-7,1s para idosos entre 60 e 74 anos. Assim, a semelhança entre tais valores e os encontrados no presente estudo permite inferir que os idosos estudados pertenciam a uma faixa de independência funcional.

A literatura tem grande volume de relatos sobre o teste *Timed Up & Go* (TUG) que difere do *Foot Up & Go* (FUG) pela adição de 56cm no percurso. Para comparação com outros estudos, idosos sem problema de mobilidade realizam o TUG com média de 9,62s, enquanto que idosos com dificuldade concluem em 14,98s (THIGPEN et al, 2000). Apesar da pequena diferença entre os testes (FUG vs TUG), os idosos dos grupos da intervenção (GI) e do grupo controle (GC) do presente estudo apresentaram menor tempo no pré teste (6,33s GI vs 6,57s GC), o que indica que os participantes, além de moderadamente ativos, não apresentavam problemas de mobilidade importantes.

O risco de incapacidade funcional tem sido reportado como maior para idosos com tempos de conclusão do teste superiores a 9s (JONES & RIKLI, 2002), pois na vida quotidiana, a capacidade de desviar obstáculos, locomover-se carregando objetos, andar

rapidamente, descer escadas são negativamente associadas ao risco de quedas nos idosos (RUBENSTEIN, 2006) e o risco de incapacidade funcional. Apesar dos resultados terem revelado performances inferiores a 8s, as melhorias observadas após os dois protocolos de treinamento (GI= 5.9s; GII=5.4s) podem ter ocorrido pelo aumento da eficiência nas **três** tarefas envolvidas durante o teste (levantar e sentar na cadeira, caminhada e contorno do cone). Os ganhos na tarefa de sentar e levantar podem ser parcialmente explicados pelos mecanismos encontrados no teste de sentar e levantar da cadeira. Os ganhos na marcha serão discutidos mais adiante. Assim, melhorias na capacidade dos idosos em realizar giros e voltas serão enfatizadas. Não se sabe se as quedas ocorrem com maior frequência durante giros e voltas ou durante a marcha em linha reta, porém sabe-se que cair durante esta manobra trás maior risco de lesões sérias e fraturas de quadril (THIGPEN et al, 2000; CUMMING & KLINEBERG, 1994). Além disso, indivíduos com dificuldade para girar ou fazer a volta são mais instáveis também para deambulação no plano e tendem a necessitar de passos adicionais durante giros e voltas, enquanto que a necessidade de reduzir a velocidade da marcha desafia sujeitos propensos e não propensos às quedas (THIGPEN et al, 2000; WALL et al, 2000; DITE & TEMPLE, 2002). Em geral, idosos possuem dificuldade em girar sobre o próprio eixo e usam um número maior de passos (5 ou mais) para concluir a volta quando comparados aos jovens (2 ou menos passos). Dessa forma, essa demanda aumenta o tempo necessário para concluir o teste e pode ter influenciado os resultados do estudo (THIGPEN et al, 2000).

O melhor desempenho no teste de ambos os grupos pode ser explicado pelo maior torque e TDT nos músculos flexores e extensores do quadril (DAUBNEY & CULHAM, 1999) e tornozelo após o período de treinamento. Os músculos flexores e extensores do quadril agem durante o apoio simples para controlar a aceleração angular do passageiro (tronco, braços e cabeça). Quando pequenas perturbações ocorrem sobre o período de apoio na marcha, a ativação dos músculos do tornozelo pode ser suficiente para o controle do corpo. No entanto, quando as dificuldades na execução da tarefa aumentam, os músculos do quadril são mais exigidos. Logo, o aumento da força e torque dos músculos abdutores do quadril pode ter contribuído para uma melhor estabilização da pelve (HILLIARD et al., 2008) e estabilidade médio-lateral do passo. Este conjunto de modificações ao redor do quadril pode aumentar capacidade em girar sobre o próprio

eixo e diminuir o número de passos na volta ao redor do cone, reduzindo o tempo necessário para realizar o teste.

O melhor desempenho no FUG dos idosos do grupo GI e GII após o período de treinamento de força pode ser explicado pelo maior torque e TDT nos músculos flexores e extensores do quadril (DAUBNEY & CULHAM, 1999) e tornozelo. Os músculos flexores e extensores do quadril agem durante o apoio simples para controlar a aceleração angular do tronco, braços e cabeça. Quando pequenas perturbações ocorrem sobre o período de apoio na marcha (para realizar o giro, por ex.), a ativação dos músculos do tornozelo pode ser suficiente para o controle do corpo. No entanto, quando aumentam as dificuldades na execução da tarefa, os músculos do quadril são mais exigidos (estratégia de quadril). Além disso, o aumento da força dos músculos abdutores do quadril melhora a estabilização da pelve (HILLIARD et al., 2008) e a estabilidade médio-lateral do passo. Este conjunto de melhorias ao redor do quadril pode aumentar a eficiência do *pivot* (giro sobre o próprio eixo) e diminuir o número de passos na volta ao redor do cone.

Outro possível fator para a diminuição do tempo de realização da tarefa após a intervenção pode estar relacionada ao aumento na capacidade contrátil dos músculos extensores do joelho. Este grupo muscular, além de relevante para o equilíbrio estático (10%), é importante na estabilidade dinâmica do indivíduo e responde por 26% das necessidades de mudança de direção e giros (CARTER et al, 2001). Após treinamento de seis semanas dos músculos extensores e flexores do joelho, idosos realizaram o teste *Timed Up and Go* (TUG) em 10,4s (McMEEKEN et al, 1999). Diferenças entre o desempenho dos idosos do estudo de McMEEKEN et al, (1999) em relação ao presente estudo pode ter ocorrido pelo menor tempo de intervenção, menor intensidade de treinamento de força (70%) e pelos exercícios terem sido realizados de forma concêntrica (estímulo isocinético).

Apesar da força e torque dos plantiflexores serem essenciais no teste de levantar e sentar da cadeira (Mc CARTHY et al, 2004), outros autores não têm reportado correlação entre a força, torque muscular e o equilíbrio dinâmico (DROEGEMEIER et al, 2009). Porém, o pico médio de torque dos plantiflexores dos sujeitos avaliados por estes autores foi de 38 Nm, **sem** intervenção com exercícios de força, portanto a alta funcionalidade do grupo testado (DROEGEMEIER et al, 2009) quando comparado a outros estudos pode ter influenciado nos resultados. Pode-se concluir isso porque outro

estudo relata média de 19,61 Nm em idosos sem histórico de quedas e afirma que os músculos plantiflexores são preditores do TUG (48,4%) e de outros testes funcionais (DAUBNEY & CULHAM, 1999). No presente estudo, o MIVC nos pré-testes (21,4 Nm) pode ser comparado ao do estudo de Daubney e Culham (1999), mas valores de 38 Nm como os relatados por Droegemeier e colaboradores (2009) não foram encontrados nem mesmo no pós teste do grupo que treinou especificamente os músculos plantiflexores (GI, 33,3 Nm) ratificando a excepcional funcionalidade dos idosos com MIVC de 38 Nm (DROEGEMEIER et al, 2009).

Apesar de o presente estudo ter mensurado apenas o efeito global do treinamento de força sobre o tempo total do *TUG*, o aumento da capacidade contrátil de geração de força (pico, torque e taxa de desenvolvimento de torque) pode ter melhorado o desempenho nas três tarefas do teste e contribuído expressivamente para melhoria do equilíbrio dinâmico em ambos os grupos da intervenção, influenciando também no melhor desempenho do giro ao redor do cone. Tais melhorias são relevantes, pois giros ocorrem em 20-50% dos passos durante as atividades quotidianas (GLAISTER et al., 2007). Logo, melhorias em sua eficiência podem contribuir para diminuir o risco de quedas.

#### 5.2.4 – Avaliação da Flexibilidade dos músculos ísquio-tibiais e lombares – Teste de Sentar e Alcançar

De acordo com ACSM (1995), indivíduos com mais de sessenta anos com alcance no Banco de Wells entre 15-22 cm são classificados como idosos com grau de flexibilidade intermediária. Os idosos analisados nesse estudo foram classificados dentro deste indicador antes e após o período de intervenção. Apesar da intervenção não alterar a classificação as mudanças sobre a flexibilidade dos músculos posteriores dos membros inferiores, foram significativas, apesar de **não** terem realizado exercícios específicos para essa finalidade. Indivíduos com baixo nível de treinamento, como o dos idosos do presente estudo, podem apresentar aumento na flexibilidade com treinamento de força (CYRINO et al, 2004).

Alguns estudos relatam melhorias de 9-21% na flexibilidade após período de 10 semanas de treinamento com pesos sem utilização de exercícios de alongamento

(BARBOSA et al, 2002; CYRINO et al, 2004). Estes valores são semelhantes aos encontrados no presente estudo (10-23%).

A melhoria na flexibilidade dos idosos do presente estudo pode ser explicada porque os movimentos realizados durante o treinamento demandaram ações de grande amplitude articular, os quais influenciam a resistência da cápsula articular e dos tecidos periarticulares (ex. fáscia muscular) que são responsáveis por 47% e 41% da redução dos níveis de amplitude articular (JOHNS & WRIGHT, 1962).

Como o teste de sentar e alcançar não avalia a flexibilidade específica em cada uma das articulações envolvidas, mas a capacidade de alongamento dos músculos posteriores (extensores do quadril, flexores do joelho, plantiflexores e lombares) não foram encontradas diferenças de flexibilidade entre os tipos de treinamento aplicados. Os ganhos equivalentes na força e torque muscular também podem explicar a similaridade desses resultados. Além disso, a flexibilidade de uma articulação é co-dependente do hábito e amplitude de utilização (CYRINO et al, 2004). Os idosos do presente estudo receberam orientações freqüentes para manter completa amplitude do movimento e controle na fase excêntrica durante cada repetição. Estes cuidados podem permitir melhoria nos níveis de flexibilidade, uma vez que as articulações de indivíduos sedentários são utilizadas em graus limitados de amplitude de movimento. Os exercícios com pesos moderados e progressivos permitem estímulo contínuo que pode acarretar adaptações positivas na rigidez articular a médio e longo prazo (CYRINO et al, 2004).

O envelhecimento trás reduções gradativas na eficiência do aparelho locomotor, caracterizada inclusive pela diminuição da flexibilidade músculo-tendínea (WILMORE & COSTILL, 1999;). Pode-se afirmar que os protocolos de treinamento realizados neste estudo foram importantes na melhoria da flexibilidade dos músculos da cadeia posterior. Tanto o **encurtamento** quanto a **fraqueza** dos músculos extensores do quadril podem limitar a amplitude de flexão do quadril e/ou extensão do joelho (FELAND et al., 2001; BANDY & IRON, 1994; BANDY et al., 1998; 1997; WIEMANN & HAHN, 1997) e reduzir a amplitude de movimento articular durante os movimentos quotidianos e a marcha (KERRIGAN et al, 2001). Sendo assim, as melhorias de flexibilidade para os idosos foram importantes para realização de tarefas funcionais (ex. abaixar para pegar objeto) e também para a marcha.

---

### 5.2.5 – Avaliação Funcional do Equilíbrio – Teste *Berg Balance Scale*

Neste estudo, os escores totais de ambos os grupos apresentaram efeito teto, onde os valores elevados encontrados antes do treinamento (GI=54;GII=55) foram muito discretos em relação aqueles encontrados após o programa de exercícios (GI=55; GII=56), porém esses ganhos foram significativos. Outro estudo com idosos (SILVA et al., 2008) não apresentou diferenças no *Berg Balance Scale* (BBS) após vinte e quatro semanas de treinamento de força.

Berg et al. (1989), dividem o equilíbrio em um componente estático (manutenção da postura), um componente dinâmico (ajuste voluntário do movimento) e outro componente reativo (reação às forças externas). No BBS o equilíbrio estático (ex. itens 2 e 3) e o dinâmico (ex. itens 5, 11, 12) são avaliados, porém o equilíbrio reativo é menos enfatizado (HARRIS et al, 2005). Por outro lado, as características da marcha demandam maior ênfase sobre o equilíbrio dinâmico e o reativo, os quais podem assumir um papel de maior importância na prevenção de quedas. Idosos com *scores* de 45 ou menos são mais predispostos a quedas (BERG et al., 1989).

Os ganhos de força, torque e tempo de reação (taxa de desenvolvimento de torque) podem auxiliar na explicação da melhoria dos idosos no BBS, pois a melhoria da capacidade contrátil e geração de força podem atuar em vários sistemas (vestibular e periférico) co-responsáveis pelo equilíbrio. O aumento de força e torque dos músculos flexores e extensores do quadril e joelho nos grupos GI e GII, associados ao aumento de torque dos músculos plantiflexores em ambos os grupos pode justificar 81% da eficácia para os movimentos do BBS (LIN & WOOLLACOTT, 2005). Outro estudo também concluiu que os músculos dorsiflexores e eversores do tornozelo (tibial anterior e gastrocnêmio lateral) determinam 58% dos *scores* do BBS (DAUBNEY et al, 1999). No presente estudo, todos os idosos apresentaram aumento de torque nos músculos dorsi e plantiflexores. Além disso, a capacidade de gerar torque ao redor do tornozelo é relacionada ao controle desta articulação e importante para na reação às perturbações externas. A estratégia e torque dos músculos do tornozelo têm sido descritas como suficientes quando as perturbações do equilíbrio são pequenas e lentas e a superfície de apoio ampla e firme (HORAK et al., 1989). Nesta estratégia, há maior recrutamento dos ísquiotibiais, tibial anterior e gastrocnêmio (KUO & ZAJAC, 1993). Estes músculos apresentaram aumento de força e torque nos grupos GI e GII e podem ter facilitado a execução dos itens do teste que requerem rápida ação muscular para manter o equilíbrio.

---



Os idosos apresentaram aumento na força e torque dos músculos do quadril após o período de intervenção, os quais podem ter facilitado a estratégia de manutenção postural dos idosos. Em geral, idosos têm maior oscilação corporal e recrutam constantemente a musculatura do **quadril** para auxiliar na manutenção do equilíbrio (AMIRIDIS et al., 2003).

Sabe-se que a eficácia do sistema de controle postural está relacionada à amplitude de deslocamento do centro de pressão (COP) corporal (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2000). Grandes amplitudes de movimento indicam má qualidade do controle do equilíbrio. Por outro lado, pequenas amplitudes de deslocamento do COP representam um bom controle do equilíbrio (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2000). Grandes deslocamentos do COP requerem aumento do torque de todos os músculos do quadril (médio-lateral e antero-posterior) visto que o torque produzido ao redor do tornozelo é insuficiente para manter o equilíbrio. Quando os torques produzidos pelo tornozelo e quadril são insuficientes para manter o controle corporal, a estratégia do passo é utilizada para recuperação do equilíbrio. Músculos planti e dorsiflexores mais eficientes melhoram controle do COP, mesmo para idosos com *score* superior a 45, auxiliando a manter o centro de massa entre os pés (KUO & ZAJAC, 1993; WINTER et al, 1990b). Além disso, as três estratégias (tornozelo, quadril e passo) podem ser empregadas com maior eficiência para manutenção e recuperação do equilíbrio, apesar de a estratégia do tornozelo ser a mais utilizada durante o BBS por envolver medida de desempenho estabilizando uma mesma posição por determinado período de tempo (DAUBNEY & CULHAM, 1999; HILL et al. 2008).

### 5.3– CINEMÁTICA DA MARCHA

#### 5.3.1 Variáveis Espaciais Lineares e Temporais na Marcha

As características temporais da marcha das idosas analisadas neste estudo com treinamento de força muscular são equivalentes às aquelas reportadas em outros estudos que avaliaram sujeitos com características similares (WINTER, 1991; MURRAY, et al., 1969), indicando que os participantes podem ser considerados como representativos pelo padrão de locomoção da marcha da população idosa e respaldam uma seleção adequada da amostra.

---

A **velocidade da marcha** é o resultado do produto da frequência dos passos pelo comprimento da passada e é utilizada como um dos melhores preditores de declínio funcional, independência e mortalidade (PRINCE et al., 1997). Além disso, é um parâmetro fácil e objetivo de mensura. Neste estudo, os idosos foram instruídos a caminhar confortavelmente em velocidade habitual. A velocidade da marcha foi próxima ( $GI = 0.91 \text{ m.s}^{-1}$ ;  $GII = 1.06 \text{ m.s}^{-1}$ ) aquela reportada em outros estudos como a velocidade média confortável para idosos saudáveis ( $0.99 - 1.6 \text{ m.s}^{-1}$ ; CRESS et al., 1995; LEIPER & CRAIK, 1991).

A discreta redução da velocidade encontrada no presente estudo antes do período de treinamento de força (PRÉ) pode ser interpretada como uma estratégia em que, mesmo idosos saudáveis, reduzem a velocidade do deslocamento a fim de aumentar a estabilidade (HYLTON, STEPHEN & RICHARD, 2003), entretanto o risco de quedas aumenta em velocidades menores de deslocamento (ROSE & GAMBLE 2006; PERRY, 1992; KERRIGAN et al., 2001; HYLTON et al. 2003; CAO et al., 2007).

Baixas velocidades de deslocamento têm conseqüências funcionais importantes, pois reduções de  $0.1 \text{ m/s}$  representam um decréscimo de 10% na habilidade dos idosos realizarem atividades instrumentais na vida diária (LOPOPOLO et al., 2006). Assim, a restituição de tal função relaciona-se positivamente com melhorias funcionais. Logo, as melhorias na velocidade da marcha podem ser consideradas como decorrentes dos efeitos do treinamento, que permitiu reverter parcialmente os efeitos deletérios do envelhecimento, independente dos grupos musculares enfatizados. O aumento na velocidade de deslocamento após o período de treinamento ( $\sim 10\%$ ) deve ser visto como uma importante melhoria no padrão da marcha dos idosos. Isto é possível porque a habilidade de alterar a velocidade durante a caminhada permite desviar de obstáculos e atravessar rua com mais segurança e independência (SCARBOROUGH et al., 1999).

O aumento na velocidade da marcha em ambos os grupos parece ter sido influenciado pelo aumento de força e torque nos músculos plantiflexores e demonstra incremento da capacidade do sistema neuromuscular em produzir maiores níveis de força muscular para deslocar o centro de massa (PRINCE et al., 1997). A maior capacidade em produzir torque ao redor da articulação do tornozelo pode produzir alterações positivas nas velocidades habitual e máxima de caminhada (SUZUKI et al., 2001) pela maior capacidade de impulsão na fase de apoio terminal. O aumento de força e torque dos músculos do quadríceps constatado em ambos os grupos, também pode ajudar a

respaldar os aumentos na velocidade da marcha através da geração do maior momento antero-posterior (SCARBOROUGH et al., 1999). As melhorias na velocidade da marcha também recebem influencia da diminuição dos períodos das variáveis temporais, pois melhoria na estabilidade dinâmica gerada pelo maior torque do quadríceps pode diminuir tempo de apoio e duplo apoio.

O aumento da velocidade também pode ser relacionado à frequência (cadência) e comprimento do passo.

O **comprimento da passada** é considerado como um importante determinante da velocidade da marcha, pois determina o espaço percorrido pelo membro inferior livre durante a fase de balanço (ROSE & GAMBLE, 2006; PERRY, 1992). Aumentos no comprimento da passada também podem explicar aumentos na velocidade de deslocamento, visto que maiores distâncias podem ser alcançadas em um menor espaço de tempo (PRINCE et al., 1997; SCARBOROUGH et al., 1999). Tal argumento aplica-se para ambos os grupos de intervenção que apresentaram aumento no comprimento da passada. Vários fatores podem responder por estas modificações. Dentre eles, aumentos da amplitude do passo pélvico, que decorre de melhorias funcionais na rotação e obliquidade pélvica (VIEL, 1991; PERRY, 1992) é um dos fatores que pode explicar o aumento no comprimento da passada.

Apesar dos maiores aumentos da obliquidade pélvica do grupo GI quando comparado ao grupo GII (15% vs 11%), tais diferenças não apresentaram conseqüências diretas sobre o comprimento da passada entre os grupos.

A maior obliquidade pélvica pode ser explicada pelo maior torque gerado pelos músculos plantiflexores na impulsão do solo durante o apoio terminal (BARAK et al., 2006), pois a força propulsiva desses músculos responde por mais de 52% da variação no comprimento do passo (PRINCE et al., 1997; BARAK, WAGENAAR & KENNETH, 2006). Talvez o maior comprimento do passo tenha sido influenciado pela melhor estabilização da pelve propiciada pela melhor condição contrátil dos músculos abdutores do quadril durante a fase de balanço.

O aumento de força e torque na musculatura extensora do quadril (BARAK et al., 2006) bem como o maior torque proporcionado pelos músculos extensores do joelho (SCARBOROUGH et al., 1999) nos grupos GI e GII após o período de treinamento,

também ajuda a justificar o aumento observado no comprimento da passada. Apesar de o aumento na amplitude de movimento do quadril nos grupos não ter sido suficiente para modificar a inclinação da pelve após o período de treinamento, diminuições sutis na inclinação anterior da pelve auxiliam no ótimo comprimento da passada, pois evita um contato antecipado do calcanhar com o solo (RILEY, DELLACROCE & KERRIGAN, 2001). Este contato antecipado do calcanhar também pode ser evitado pela melhoria da flexibilidade dos músculos ísquio tibiais e lombares, identificada nos grupos GI e GII (BROWN, 1993).

O aumento na **velocidade de contato do calcanhar** durante a marcha de idosos tem sido apontada como decorrente da redução da velocidade da marcha (PRINCE et al., 1997), visto que maiores velocidades de aproximação do calcanhar com o solo dificultam o controle do membro inferior, aumentando o risco de escorregões (ROSE & GAMBLE, 2006) e quedas durante a marcha em idosos. A diminuição da velocidade do calcanhar com o solo observada em ambos os grupo (GI e GII) pode ter sido causada pela associação do aumento da velocidade na marcha, com a maior força e torque nos músculos do tornozelo e maior força e torque nos músculos flexores do quadril e joelho após o período de treinamento. Portanto, as reduções na velocidade de contato do calcanhar com o solo observadas nos grupos GI e GII representam uma importante redução do risco de quedas.

A **cadência** representa o número de passos na unidade de tempo (passos/min.). A literatura apresenta resultados diversos quando jovens e idosos são comparados. Em geral, idosos apresentam maior cadência em velocidade confortável (JUDGE et al., 1996; WATELAIN, 2001). Este fato pode ser explicado pelo menor comprimento do passo nesta população. Por outro lado, alguns estudos não reportam diferenças na cadência em função do envelhecimento (RILEY et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998; KANAVAGH et al., 2004). Outros relatam menor cadência em idosos quando comparados aos jovens (SADEGHI et al., 2000; MURRAY et al., 1969; WINTER, 1991). Independente de tais controvérsias, o grupo GI apresentou maior aumento da cadência quando comparado ao grupo GII. Esta diferença pode estar ligada a maior estabilização da pelve gerada pela ação dos músculos abdutores do quadril e maior propulsão como ação dos músculos plantiflexores. O aumento da cadência em ambos os

grupos (GI e GII) foi determinado também pelas melhorias ocorridas nas variáveis temporais, discutidas a seguir.

Reduções no **tempo apoio e de duplo apoio** influenciam a cadência da marcha e a velocidade do deslocamento (PRINCE et al., 1997; HYLTON et al., 2003) como discutido anteriormente. A redução no tempo de apoio e do duplo apoio observados após o período de treinamento de força muscular nos dois grupos (GI e GII) pode ser justificada pelo aumento de torque no músculo do quadríceps, pois permite aos idosos a habilidade de gerar maiores momentos de força ao redor das articulações, reduzindo a necessidade de prolongar o tempo de apoio antes do início da fase de balanço (SCARBOROUGH, et al. 1999).

Como uma regra geral, os idosos utilizam padrões temporais diferentes na marcha para garantir equilíbrio e estabilidade durante o passo, aumentando tempo de apoio e reduzindo o tempo de balanço (MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969; PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991; KERRIGAN et al., 1998; 2001; VIEL, 2001). Logo, a reversão da tendência em prolongar o tempo de apoio encontrada no presente estudo é um forte indicativo de melhorias sobre a estabilidade do movimento após o aumento de força e torque muscular. Apesar do aumento do torque da musculatura abduutora do quadril, dos glúteos e dos ísquio tibiais observado após o período de treinamento de força muscular, os grupos não apresentaram o esperado aumento na duração da fase de balanço.

Os valores encontrados nas variáveis temporais e espaciais lineares após o período de treinamento de força muscular são similares aos valores reportados em adultos jovens saudáveis (WINTER, 1991; MURRAY, KORY & CLARKSON, 1969). Tais resultados sugerem que o treinamento possui um papel efetivo na reversão parcial dos padrões temporais da marcha senil para valores mais próximos daqueles encontrados em adultos jovens saudáveis (WINTER, 1991). A discussão sobre como as variáveis angulares da marcha, que alteraram algumas variáveis temporais e espaciais lineares nos grupos GI e GII, encontram-se na próxima seção.

---

### 5.3.2 Variáveis Espaciais Angulares na Marcha

O treinamento de força muscular induziu muitas alterações sobre as variáveis espaciais angulares, as quais influenciaram o padrão cinemático da caminhada em ambos os grupos.

A inclinação anterior da pelve, rotação e obliquidade pélvica, constituem determinantes componente no passo pélvico (PERRY, 1992; VIEL, 2001). A pelve sofreu alterações significativas na obliquidade e rotação pélvica, mas manteve estável sua inclinação anterior.

A **inclinação anterior pélvica** representa o deslocamento angular da pelve em relação ao plano vertical. Neste estudo, a inclinação anterior da pelve apresentou grande variabilidade, a qual pode ter ocorrido pela dificuldade das câmeras em capturar os pontos colocados na espinha ilíaca ântero-superior e trocânter maior durante a avaliação cinemática. A adiposidade encontrada em alguns idosos nesta região pode ter prejudicado a avaliação.

Em geral, a diminuição da inclinação pélvica nos idosos é observada após períodos de treinamento de força para musculatura glútea e flexora do joelho (PERSCH et al., 2009), mais especificamente quando se constata aumento de torque no músculo glúteo máximo, uma vez que esta musculatura influencia na retroversão pélvica (PERRY, 1992; KERRIGAN, 2001; 2003). Aumentos de torque nos músculos extensores do quadril foram observados em ambos os grupos (GI e GII), além do aumento da amplitude do quadril. Este último parâmetro deve ser considerado, visto que o aumento da inclinação anterior pélvica observada na marcha de idosos é ocasionado como compensação parcial para a flexão pronunciada que ocorre ao redor do quadril (KERRIGAN, 2001; CROSBIE & VACHALATHITI, 1997). A maior inclinação anterior da pelve nos idosos é resultado de contratura crônica nos músculos flexores do quadril e não permite que esses indivíduos realizem total extensão do quadril que é normalmente exercitada durante a caminhada (PRINCE et al., 1997; KERRIGAN et al., 1998, 2003). Estes parâmetros associados diminuem também, o comprimento do passo nos idosos (KERRIGAN et al., 2001 e 2003; RILEY, DELLACROCE & KERRIGAN, 2001), além de deslocar excessivamente o centro de massa corporal anteriormente, tornando a marcha mais instável, aumentando o risco de quedas (ROSE & GAMBLE, 2006; PERRY, 1992; WINTER, 1991).

---

Durante a marcha ocorre uma sucessão de movimentos rotacionais da pelve sobre a cabeça do fêmur, denominada rotação pélvica e depende das ações dos músculos íliopsoas, glúteo médio e máximo (PERRY, 1992).

A **rotação da pelve** influencia no comprimento da passada, velocidade e deslocamento do centro de massa corporal na marcha (ROSE & GAMBLE, 2006, PERRY, 1992). Os valores encontrados na rotação da pelve após o treinamento de força muscular são similares aos descritos pela literatura como normal para jovens adultos (WINTER, 1991). A rotação da pelve é um importante componente do passo pélvico (VIEL, 2001).

Os idosos dos grupos GI e GII apresentaram redução da rotação pélvica durante a marcha antes do período de intervenção como freqüentemente observada em grande parte dos idosos (PRINCE et al., 1997; KERRIGAN et al., 2001). A redução deste importante componente da pelve tem sido associada à redução de torque da musculatura extensora do quadril e/ou pelo encurtamento do músculo iliopsoas (KERRIGAN et al., 2001 CRISTOPOLISKI et al., 2008). Estas alterações aumentam a variabilidade da marcha e em uma postura instável como no padrão senil, aumenta o risco de quedas em idosos (KERRIGAN et al., 2001; PRINCE et al., 1997).

Após o período de treinamento de força, ambos os idosos apresentaram aumento na rotação da pelve durante a marcha, que pode ter sido influenciada pelo do torque dos músculos extensores do quadril (ROSE & GAMBLE, 2006; CAO et al., 2007). Uma segunda possibilidade para explicar o aumento da rotação pélvica está em um possível aumento do torque plantiflexor do tornozelo (tríceps sural), no instante final da fase de apoio.

Um aumento na capacidade de produzir torque ao redor do quadril (iliopsoas e reto femoral) como o observado em ambos os grupos (GI e GII) também pode aumentar o momento resultante de rotação da pelve e facilitar o deslocamento da coxa à frente (ROSE & GAMBLE, 2006).

A **obliquidade pélvica** representa um mecanismo para dissipar forças e proteger as estruturas adjacentes durante a marcha. O aumento da obliquidade pélvica verificado nos grupos GI e GII após o período de treinamento indica melhoria na qualidade da caminhada dos idosos. Sobretudo o maior aumento deste parâmetro do grupo GI sobre o

grupo GII, que pode ser justificado através da especificidade do treinamento para os músculos do primeiro grupo. A combinação do aumento de torque nos músculos plantiflexores e abdutores do quadril com a manutenção do pico de flexão do joelho (da PRÉ avaliação) encontrados no grupo GI, justificam a maior obliquidade pélvica deste grupo quando comparado ao grupo GII,. Quando a ação dos músculos abdutores do quadril e plantiflexores proporcionam o maior torque ao redor das articulações do tornozelo e quadril, podem ter propiciado aumento na elevação do membro na transição da fase de apoio para a fase de balanço, aumentando a elevação da pelve na perna de apoio (PERRY, 1992; CAO et al., 2007). A combinação da eficiência da rotação com a obliquidade da pelve permite que o calcanhar da perna de balanço possa ser posicionado mais à frente em relação à perna de apoio, executando a marcha com maior eficiência (ROSE & GAMBLE, 2006; VIEL, 2001; CROSBIE & VACHALATHITI, 1997) e reduz, portanto, o risco de quedas.

Idosos saudáveis apresentam uma redução no pico de extensão do quadril durante a marcha que persiste com o aumento da velocidade do deslocamento (KERRIGAN, 2001; CRISTOPOLISKI et al., 2008). Essa redução implica particularmente sobre a capacidade funcional, uma vez que toda a amplitude de movimento (ADM) do quadril é utilizada na marcha. Ambos os grupos apresentaram aumento na **ADM do quadril**. Essas modificações detectadas no padrão da marcha dos grupos GI e GII após o período de treinamento podem ser atribuídas aos aumentos na capacidade contrátil dos músculos flexores e extensores do quadril (WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969) e às alterações na flexibilidade (RODAKCI et al., 2009; CRISTOPOLISKI et al., 2008; FATOUROS et al., 2006; CYRINO et al., 2004; BARBOSA et al., 2002) dos músculos extensores do quadril e flexores do joelhos constatadas no presente estudo.

O aumento na **amplitude de movimento do tornozelo** pode ter sido gerado pelo maior torque do tríceps sural (nos grupos GI e GII) no instante final da fase de apoio. Porém, a associação da ação dos músculos gastrocnêmio (ROSE & GAMBLE, 2006) e iliopsoas na transição da fase de duplo apoio para o balanço deveria produzir uma maior flexão do joelho na fase de balanço (GOLDBERG et al., 2004). Entretanto, apesar dos grupos GI e GII terem apresentado maior torque nos músculos plantiflexores e flexores do quadril após o período de treinamento, não foram encontradas alterações na ADM do joelho nos grupos GI e GII após o período de treinamento de força.

---



### 5.3.3 Centro de Massa na Marcha

O suave deslocamento do centro de massa (COM) durante a marcha fornece indicações de eficiência mecânica em diferentes articulações durante a marcha de idosos e jovens saudáveis (PERRY, 1992). No presente estudo houve diminuição do **deslocamento médio-lateral do centro de massa** nos grupos GI e GII após o treinamento de força, reduzindo o esforço muscular e economizando energia dos idosos durante a caminhada (PERRY, 1992). A combinação do aumento do torque nos músculos sóleo e glúteo médio (TIROSH & SPARROW, 2005) observados nos grupos GI e GII favorece o momento extensor nas articulações do membro inferior durante o balanço, auxiliando também a diminuir o deslocamento do COM e diminuindo a dificuldade para frear a marcha (TIROSH & SPARROW, 2005) e a necessidade de passos adicionais durante esta tarefa (HILLIARD et al., 2008; TIROSH & SPARROW, 2005<sup>1</sup>). A maior eficiência da fase excêntrica da marcha nos idosos dos grupos GI e GII pode ser atribuída também à maior contração dos músculos bíceps femoral, glúteo máximo, tibial anterior, vasto lateral e eretores da coluna. Estes dois últimos músculos são recrutados para manter a extensão do joelho e manter a estabilidade do tronco (HASE & STEIN, 1998) que tende a ser ligeiramente inclinado à frente nos idosos. Neste estudo, ambos os grupos, GI e GII, realizaram exercícios de mesmo volume e intensidade para fortalecimento dos músculos lombares e paravertebrais cervico-dorso-lombares. O aumento de torque neste grupo muscular dos idosos de ambos os grupos (GI e GII), desencadeou melhoria no posicionamento do tronco (menor deslocamento à frente) e auxiliou também a diminuir a velocidade deste segmento e a anteriorização do COM, aumentando a estabilidade durante a marcha desses idosos.

A redução no deslocamento médio-lateral do COM dos grupos GI e GII do presente estudo (~21%) foi maior do que o encontrado em outros estudos (PERSCH et al., 2009; RODACKI et al., 2008), provavelmente pela associação do aumento de torque dos músculos extensores do quadril com os músculos eretores da coluna.

Após o treinamento de força, os idosos do grupo GI apresentaram inesperado aumento no **deslocamento vertical do COM**. O aumento da obliquidade pélvica (e, conseqüentemente, aumento da elevação da pelve) durante a transição da fase de apoio para a fase de balanço, associada à insuficiente flexão do joelho, podem justificar esse

maior deslocamento vertical do COM. Tal afirmação contrasta com parte dos relatos de vários outros estudos (ROSE & GAMBLE, 2006; PERRY, 1992; SAUDERS et al., 1953) que defendem que a rotação pélvica, obliquidade pélvica e flexão do joelho como principais elementos para **reduzir** a magnitude do deslocamento vertical do centro de massa corporal.

Por meio do diagnóstico de menor deslocamento médio-lateral e vertical no COM dos idosos do grupo GII, pode-se afirmar que houve melhoria na estabilidade dinâmica (MACKINNON & WINTER, 1993) com conseqüente redução do risco de quedas para este grupo. Porém, ao se considerar apenas a diminuição do deslocamento médio-lateral no COM do grupo GI, pode-se afirmar que os idosos diminuíram discretamente o risco de queda porém, com o maior deslocamento vertical do COM neste mesmo grupo, pode-se afirmar que existe um maior esforço muscular e gasto energético durante a marcha nos idosos do grupo GI quando comparados aos do grupo GII.

O objetivo do treinamento de força para os idosos do presente estudo foi a melhoria da funcionalidade. Visto que as modificações na marcha após o envelhecimento, quando comparadas ao padrão jovem, são comumente utilizadas para mensurar o risco de queda em idosos, torna-se conveniente que o padrão do idoso na marcha possa ser revertido à parâmetros similares ao padrão jovem após a intervenção com exercício. Sendo assim, a tabela 24 apresenta uma comparação entre os valores dos componentes da marcha geralmente observados entre a população idosa saudável, em indivíduos jovens saudáveis e os valores das avaliações antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de treinamento de força muscular dos grupos experimentais (GI e GII).

---

TABELA 24 - Comparação entre os componentes da marcha observados nos grupos GI e GII antes e após o período de treinamento com os reportados pela literatura científica.

COMPONENTES DA MARCHA	VALORES POPULACIONAIS REFERENCIADOS PARA IDOSOS	PRÉ GI	PRÉ GII	VALORES POPULACIONAIS REFERENCIADOS PARA JOVENS	PÓS GI	PÓS GII
Velocidade	0,99 - 1,16 <sup>4</sup>	0,91	1,06	1,24 <sup>1</sup>	1,05	1,17
Velocidade de Contato do Calcanhar	1,15 <sup>1</sup>	0,93	1,09	0,87 <sup>1</sup>	0,89	0,90
Tempo Ciclo da Marcha	1,18 <sup>2</sup>	1,13	1,19	1,04 <sup>2</sup>	1,10	1,09
Tempo da Fase de Apoio	0,64 <sup>3</sup>	0,71	0,76	0,63 <sup>3</sup>	0,69	0,67
Tempo de Duplo Apoio	0,12 <sup>3</sup>	0,17	0,18	0,10 <sup>3</sup>	0,13	0,14
Tempo Fase de Balanço	0,36 <sup>3</sup>	0,42	0,43	0,42 <sup>3</sup>	0,41	0,42

NOTA: 1 PRINCE et al., 1997  
 2 MURRAY et al., 1969  
 3 MURRAY et al., 1964  
 4 CRESS et al., 1995; LEIPER & CRAIK, 1991

#### 5.4 – CINEMÁTICA DA ESCADA DESCENDENTE

O movimento de descida da escada exige grande deslocamento do centro de massa (COM no plano sagital (~0,60m). O grande deslocamento do COM e a natureza excêntrica do movimento tornam esta tarefa excessivamente arriscada para os idosos. Visto que a relação entre velocidade e eficiência é um dos princípios fundamentais do controle do movimento (MAGGIL, 2000), tornou-se imprescindível a investigação da velocidade angular para facilitar futuras pesquisas e intervenções para diminuir o risco de queda dos idosos durante a descida da escada. Por tudo isso, buscou-se avaliar os efeitos de dois protocolos de treinamento de força para os membros inferiores dos idosos na tarefa de descer escada.

Apesar de o deslocamento em escada estar entre as sub-tarefas da marcha, a análise das variáveis deve ser interpretada com enfoque distinto. Durante a caminhada em terreno plano, regular e seguro, a eficiência no deslocamento tem relação apenas com o desempenho do sujeito, entretanto, para o deslocamento do indivíduo na escada, o desempenho humano tem forte correlação com a altura e largura dos degraus e com a existência ou não de corrimão. A escada utilizada no presente estudo tem os padrões

encontrados no dia-a-dia com altura do degrau de 0,31m, largura de 0,54m e sem assistência de corrimão para evitar modificações no padrão de deslocamento dos idosos.

Para o grupo que realizou treinamento de força para grandes grupos musculares (grupo GII), flexores e extensores do joelho e quadril, poder-se-ia esperar melhor controle nesta tarefa, visto que os maiores momentos articulares requeridos para descer escada ocorrem ao redor da articulação do joelho (ANDRIACCHI et al., 1980). Além disso, o volume deste conjunto de músculos é superior ao treinado pelo o grupo GI (abdutores do quadril e plantiflexores) o que representa maior geração de força e, conseqüentemente, capacidade de gerar maiores momentos articulares no joelho e quadril.

Para o grupo GI, que realizou exercícios de força para os músculos abdutores do quadril e plantiflexores (pequenos grupos musculares), esperava-se encontrar menor deslocamento médio lateral do centro de massa (HILLIARD et al., 2008) durante a descida na escada, uma vez que idosos apresentam maior movimentação lateral do quadril e pelve, ameaçando a estabilidade durante realização desta tarefa (MIAN et al., 2007b). Sendo assim, era esperada a diminuição do deslocamento lateral do COM em razão do aumento do torque nos músculos abdutores do quadril. Combinando uma maior ação dos músculos plantiflexores e dos abdutores do quadril, esperava-se encontrar a desaceleração do segmento da coxa e do joelho. Além disso, ao aumentar o torque nos músculos plantiflexores, talvez pudesse também se observar maior controle na articulação do tornozelo durante a fase de balanço para colocação do membro no degrau seguinte.

Quanto aos benefícios funcionais na tarefa de descer escada, esperava-se que os grupos GI e GII pudessem apresentar melhorias em diferentes articulações e magnitudes, ao se considerar a especificidade de cada protocolo de treinamento. Os resultados encontrados são discutidos a seguir.

---

#### 5.4.1. Variáveis Espaciais Angulares na Descida da Escada

Ambos os grupos da intervenção (GI e GII) apresentaram **aumento na mínima velocidade angular do quadril (MINVAQ)** após o período de treinamento de força. Idosos apresentam aumento no movimento da pelve e quadril no plano frontal durante a descida da escada (MIAN et al., 2007a). Portanto, o aumento na MINVAQ revela a maior capacidade dos idosos, de ambos os grupos, em controlar o quadril e a pelve durante a descida da escada, principalmente no momento em que o membro avaliado irá iniciar o período de balanço (PB) (vide figura 19 nos resultados). Durante o PB os movimentos do quadril e joelho precisam ter a velocidade suficiente para transferir o membro inferior para o próximo degrau. Velocidade excessiva do segmento pode, na ausência de corrimão, diminuir a precisão (STARTZELL et al., 2000) e favorecer escorregões no início do período de apoio (PA).

Os grupos (GI e GII) podem ter apresentado maior controle durante sobre o quadril durante a descida na escada porque ambos realizaram exercícios de força para músculos com ação nesta articulação (GI para os músculos abdutores (AB) do quadril e GII para os músculos flexores e extensores do quadril (FQ/EQ)). Além disso, os idosos dos dois grupos (GI e GII) apresentaram aumento de torque nos músculo FQ, EQ, AB e adutores do quadril.

Na análise da **variação total da velocidade do quadril (VTVQ)** parece que os diferentes volumes musculares exercitados entre os grupos (GI e GII) mostraram-se relevantes, pois foi detectada melhoria **apenas** para os idosos do grupo **GII**. O volume dos músculos FQ/EQ é maior do que dos músculos AB, exercitados especificamente no grupo GI. A explicação pode estar também no número de grupos musculares exercitados no quadril (2 no GII e 1 no GI). Pela análise do gráfico vista nos resultados (figura 19), o grupo GII apresentou maior controle do quadril ao final do PA (antes do início do PB) e durante todo PB, controlando melhor a perna de apoio e iniciando o balanço do membro com maior segurança.

Sendo assim, ao discutir a relação velocidade – controle (MAGGIL, 2000) pode-se inferir que o maior controle do quadril ao descer escada possibilita que as articulações do joelho e tornozelo sejam transferidas com menor velocidade, bem como outros aumentos de torque observados, puderam proporcionar o menor deslocamento do COM

no plano sagital e a diminuição na velocidade de descida que serão discutidas na seção 5.4.2.

A manutenção dos **ângulos na articulação do quadril** observada após o período de treinamento de força pode ser consequência da pequena demanda nesta articulação quando se compara esta tarefa à marcha na qual existe grande recrutamento dos músculos e amplitude de movimento do quadril. Esta maior demanda impelida ao quadril nos movimentos da marcha favorece a incidência e observações de alterações para esta articulação durante a análise do movimento. No entanto, descer escada incide maior demanda sobre os músculos do tornozelo (75% da MIVC no idoso) e joelho (30% da MIVC) (SPANJAARD et al., 2007; Mc FADYEN & WINTER, 1988), facilitando a observação de modificações nestas articulações (joelho e tornozelo) dada à especificidade dos movimentos de transferência de um degrau para o outro. Sendo assim, pode-se entender que as articulações do joelho e tornozelo foram modificadas nos idosos dos grupos GI e GII, mas essas alterações só foram passíveis de observação durante a tarefa de descer escada por causa das diferentes demandas articulares quando comparadas à marcha.

A **diminuição da amplitude de movimento do tornozelo** observada nos idosos do grupo GI e GII pode ser efeito da maior eficiência excêntrica nos músculos plantiflexores (Mc FADYEN & WINTER, 1988) após o período de treinamento de força. Porém, na fase de apoio da descida da escada **não** há o toque do calcanhar, havendo apenas o apoio na parte anterior do pé. Esta sucessão de movimentos incompletos obriga o músculo gastrocnêmio (G) a agir quase isometricamente, armazenando energia elástica no tendão para aumentar o desempenho durante a tarefa (SPANJAARD et al., 2007). Ao aumentar a eficiência no G, a especificidade do movimento na descida da escada permitiu diminuir o movimento do tornozelo durante a tarefa. Além disso, por sua natureza bi – articular e pela característica do seu vetor de força, a ação do G pode ter auxiliado tanto nas modificações observadas na ADM do tornozelo, discutidas acima, quanto no aumento da ADM do joelho, discutida a seguir.

A melhoria na **amplitude articular do joelho** nos grupos GI e GII advinda após o período de treinamento de força pode ser justificada pelo conjunto do aumento de força e torque em diversos músculos dos membros inferiores. Primeiro através do aumento de torque dos plantiflexores, pelo auxílio do vetor de força do músculo G que auxilia nos

primeiros graus de flexão do joelho. Além disso, a melhoria da flexibilidade dos músculos da cadeia posterior também pode ter exercido influência na alteração da ADM no joelho dos idosos observados nos grupos GI e GII.

Da mesma forma, **a maior amplitude na ADM do joelho** encontrada no grupo GII ao comparar com a ADM do joelho do grupo GI, pode ser explicada pelo maior aumento de torque para os músculos FJ/FQ/EJ/ EQ nos idosos do GII. Durante a descida da escada o **joelho** necessita realizar maior **flexão** para levar a perna ao degrau inferior ( $\sim 90^\circ$ ) enquanto que na marcha no plano horizontal esta demanda é consideravelmente menor ( $\sim 65^\circ$ ) (MIAN et al., 2007b; IWATA et al., 2003). Sendo assim, a maior relação na produção de torque dos FJ/EJ é importante porque idosos apresentam diminuída a flexão e extensão do joelho na descida em escada quando comparados aos jovens (MIAN et al., 2007b) e este déficit dificulta os ajustes do membro inferior com os degraus, fator que pode aumentar o risco de queda.

Além disso, os idosos dos dois grupos (GI e GII) associaram o aumento de torque nos músculos FJ/FQ/EJ/EQ ao aumento de torque nos músculos ABD, somando-se os benefícios funcionais derivados do aumento do torque no músculo do glúteo médio que previne a queda contralateral da pelve e favorece o aumento da rotação interna do quadril **também** durante a descida na escada. Como resultado, a melhor estabilização da pelve pode favorecer a utilização de maior amplitude de movimento no joelho, além de diminuir as cargas articulares em valgo que propiciam surgimento ou agravamento da artrose no joelho, as quais são comuns em idosos (BRINDLE et al., 2003). Além disso, nos movimentos do dia a dia, ângulos articulares adequados facilitam a absorção de carga e são gerados a partir de sinergia muscular eficiente, pois desequilíbrios entre grupos musculares e rigidez articular dificultam a dissipação e absorção de cargas (DE VITA & HORTOBAGYI, 2000).

Para descer escada, grandes componentes articulares e musculares precisam absorver sucessivos impactos, pois na fase de contato do pé com o degrau o joelho pode receber cargas equivalentes a seis vezes o peso corporal (DE VITA & HORTOBAGYI, 2000; ANDRIACCHI et al., 1980). Assim, o aumento de torque nos membros inferiores dos idosos (determinante para a melhoria da amplitude articular) parece ser essencial para diminuir os efeitos do envelhecimento no sistema músculo-esquelético.

---

#### 5.4.2 – Variáveis Espaciais Lineares e Temporais na Descida da Escada

A **diminuição da velocidade na descida** da escada observada nos grupos GI e GII pode ser interpretada como indicativo de precaução do idoso para reduzir o risco de quedas (MIAN et al., 2007). Ao analisar a diminuição da velocidade de descida na escada como parâmetro isolado, talvez se possa ratificar este ponto de vista mais conservador. Porém, quando se acrescenta a análise de outras variáveis lineares e temporais à velocidade de descida, torna-se possível outra compreensão desta análise. No presente estudo, a diminuição da velocidade da descida dos idosos foi associada à **redução da cadência** e ao menor **deslocamento do centro de massa (COM)** no plano sagital. A diminuição do número de passos durante a descida na escada (cadência) observada nos idosos dos grupos GI e GII revela maior segurança durante a descida, pois idosos com dificuldade para descer escada tendem a apoiar os dois pés em cada degrau com objetivo de diminuir as sobrecargas articulares e melhorar a estabilidade, aumentando o número de passos necessários durante a descida (ANDRIACCHI et al., 1980). Além disso, o **menor deslocamento do COM** no plano sagital observado nos dois grupos (GI e GII) pode revelar melhor controle corporal durante a descida na escada. Ao se observar esse conjunto de modificações, pode-se inferir que a menor velocidade de descida ocorreu como benefício do treinamento de força.

A redução do deslocamento do COM no plano sagital pode ser justificada pela melhoria na tarefa de aceitação do peso (fase terminal do duplo apoio), quando a queda do COM em direção ao membro contralateral de apoio é controlada, principalmente, pela flexão da articulação do joelho e pela contração excêntrica dos abdutores do quadril, extensores do joelho e dorsiflexores (LIN et al., 2004). Ambos os grupos (GI e GII) aumentaram a força e torque em todos estes grupos musculares, facilitando, sobretudo, o controle excêntrico, podendo também reduzir o risco de fadiga e tensão muscular durante a descida em escada (LIN et al., 2004). O menor deslocamento do COM também pode estar associado à diminuição da velocidade angular do quadril nos grupos GI e GII, discutida na seção 5.4.2. Estes mesmos mecanismos, principalmente a flexão do joelho, podem ser responsáveis pela redução, *borderline* ( $p=0.058$ ), do **deslocamento do centro de massa vertical**, pois ao realizar suficiente flexão do joelho durante a tarefa de aceitação do peso (fase terminal do duplo apoio), pode-se reduzir o deslocamento vertical do COM.

---



O maior controle e estabilidade decorrentes da diminuição da velocidade da descida em escada também podem ser resultado da melhor contração dos músculos gastrocnêmio, pois a função estabilizadora deste grupo muscular parece ser dependente de sua eficiência energética (SPANJAARD et al., 2009). Nesse estudo (SPANJAARD et al., 2009), foi observado que maiores velocidades de descida na escada causa atraso na ativação do gastrocnêmio e aumenta a rigidez na articulação do tornozelo. Além disso, rigidez do tornozelo afeta a absorção das cargas no joelho e quadril durante o toque do pé no degrau e aumenta o tempo de duplo apoio antes da transição para a fase de apoio simples (SPANJAARD et al., 2009) podendo gerar redução dos torques ao redor do tornozelo e diminuir a eficiência dessa articulação durante a descida da escada (REEVES et al., 2008). Visto que os dois grupos (GI e GII) aumentaram força e torque nos músculos plantiflexores após o período de treinamento, é possível que a diminuição da velocidade de descida dos idosos propicie melhor contração do gastrocnêmio e produção de maior torque ao redor da articulação do tornozelo.

Apesar da diminuição da velocidade de descida, as variáveis temporais não foram alteradas nos grupos (GI e GII) após o período de treinamento de força. Outro estudo também não encontrou alterações nas fases de duplo apoio, apoio e balanço ao comparar aumento e redução da velocidade durante a descida em escada (SPANJAARD et al., 2009). A manutenção dos parâmetros temporais do movimento pode ser explicada porque os participantes do presente estudo são considerados membros ativos na comunidade. Por outro lado, a configuração da escada induz padrões similares de movimento, onde comprimento e largura dos passos durante a descida são relativamente fixos (LEE & CHOU, 2007). Do mesmo modo, o tamanho do degrau também pode explicar a indução do **comprimento do passo** que permaneceu inalterado após a intervenção nos grupos GI e GII.

A diminuição do **deslocamento lateral do centro de massa** (COM lateral) não ocorreu após o aumento de força nos músculos abdutores do quadril. Outros estudos relatam deslocamentos lateral do COM de 0.28 a 0.60m de idosos (ZACHAWESKI et al., 1993; MIAN, 2007b), os quais foram maiores quando comparados aos encontrados no presente estudo (0,05 a 0,20m). Provavelmente diferença no nível de atividade física entre os sujeitos possa explicar as diferenças entre os estudos.

---

Apesar dos idosos do grupo GI e GII terem apresentado redução na velocidade angular do quadril, bem como menor deslocamento do COM no plano sagital, estas modificações **não** causaram diminuição na **velocidade de aproximação do metatarso** do degrau. A diminuição da velocidade de descida dos idosos talvez possa explicar parcialmente estes resultados.

Finalmente, o sucesso para aumentar a segurança dos idosos ao descer escada ocorre pela conexão da diminuição da velocidade do quadril, aumento da amplitude articular do joelho e diminuição da amplitude articular do tornozelo. Essas mudanças foram possibilitadas pelos aumentos de força e torque nos músculos dos membros inferiores que possibilitaram maior controle corporal e tornaram possíveis as diminuições da cadência e da velocidade durante a descida. As soma de todas estas modificações teve como consequência final o menor deslocamento do centro de massa no plano sagital diminuindo o risco de quedas na realização da tarefa.

## 5.5- CONSIDERAÇÕES FINAIS E LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O grupo controle não apresentou nenhuma alteração nas variáveis analisadas no presente estudo. Por isso, a hipótese **H<sub>1</sub>** de que “o grupo controle (GC) não apresentará alterações nas variáveis estudadas por causa da ausência de procedimento experimental que possa induzir às modificações na marcha, funcionalidade e descida em escada”, foi **aceita**.

Independente da magnitude dos ganhos no MIVC, torque e TDF os dois protocolos de treinamento do presente estudo foram adequados para prover aumentos importantes nas variáveis de força dos grupos GI e GII. Assim, a hipótese **H<sub>2</sub>** de que “os dois grupos da intervenção (GI e GII), após período de treinamento para diferentes grupos musculares, apresentarão adaptações neuromusculares que conduzirão ao aumento de força muscular e sobre as variáveis de pico e taxa de desenvolvimento de torque”, foi **aceita**.

O grupo GII apresentou maior aumento nas variáveis de força e torque em quatro dos oito grupos musculares testados. Portanto este resultado permite **aceitar parcialmente** a hipótese **H<sub>3</sub>** (“o grupo GII apresentará adaptações neuromusculares que conduzirão ao maior aumento de força muscular e sobre as variáveis de pico e taxa de

desenvolvimento de torque após período de treinamento dos grandes grupos musculares”).

A melhoria nas avaliações funcionais para os grupos GI e GII permitiu **aceitar** a hipótese **H<sub>4</sub>**, de que “após o período de treinamento de força para músculos distintos dos membros inferiores, os grupos (GI e GII) apresentarão melhoras nas variáveis funcionais (TC6, FUG, BBS, entre outros)”.

As alterações funcionais no grupo GII **não** foram maiores do que as encontradas no grupo GI, por isso a hipótese **H<sub>5</sub>** de que “após o programa de treinamento de força para grandes grupos musculares, o grupo GII apresentará maiores alterações nas avaliações funcionais quando comparadas com as modificações no grupo GI”, foi **rejeitada**.

Os grupos GI e GII apresentaram melhora na maioria das variáveis cinemáticas da marcha após o período de treinamento. Estes resultados permitem **aceitar** a hipótese **H<sub>6</sub>** (os grupos GI e GII apresentarão melhoras nas variáveis cinemáticas da marcha (amplitude de rotação, obliquidade e inclinação da pelve, comprimento do passo, altura do pé em relação ao solo, velocidade de toque do calcanhar no solo, ADM do quadril, joelho e tornozelo, etc.) em função do treinamento).

Os valores encontrados para os grupos GI e GII após o período de treinamento de força mostram que o grupo GII **não** apresentou desempenho superior ao grupo GI na análise das variáveis cinemáticas da marcha. Esse resultado permite **rejeitar** a hipótese **H<sub>7</sub>**, de que “o grupo GII apresentará maiores alterações cinemáticas na marcha, quando comparado ao grupo GI, após programa de treinamento de força para grandes grupos musculares”.

Os resultados no grupo GI para obliquidade pélvica, mas não os valores encontrados para as outras três variáveis permitem **aceitar parcialmente** a hipótese **H<sub>8</sub>** de que “após o treinamento de força para os músculos plantiflexores e abdutores do quadril, as variáveis cinemáticas de obliquidade e rotação pélvica, comprimento do passo, velocidade da marcha e altura do pé em relação ao solo do grupo GI apresentarão maiores alterações comparadas ao grupo GII”.

---

A hipótese **H<sub>9</sub>** de que “os grupos GI e GII apresentarão alterações nas variáveis cinemáticas da descida da escada (ADM tornozelo, joelho e quadril, velocidade de descida, deslocamento sagital do COM, etc.) após treinamento de força para diferentes grupos musculares” foi **aceita**, pois os resultados encontrados entre os grupos GI e GII durante a descida da escada foram semelhantes.

O melhor resultado da velocidade angular do quadril no grupo GII permite **aceitar parcialmente** a hipótese **H<sub>10</sub>** de que “o grupo GII apresentará maiores alterações cinemáticas na descida da escada após programa de treinamento de força para grandes grupos musculares quando comparado ao grupo GI”.

Existem disparidades na literatura entre quais músculos afetados pelo envelhecimento podem contribuir mais para incapacidade funcional e o risco de quedas. Alguns estudos reportam maiores riscos às deficiências de força e torque nos músculos dorsiflexores (La ROCHE, 2009; SKELTON et al., 2002; DAUBNEY et al., 1999; WHIPPLE et al., 1987), outros às deficiência nos músculos plantiflexores (La ROCHE, 2009; SIERI & BERETTA, 2004; PERRY et al., 2007; SUZUKI, 2000; KERRIGAN et al., 1998, 2000) ou aos músculos abdutores do quadril (HILLIARD et al., 2008; LEE & CHOU, 2007) e até mesmo aos extensores e flexores do joelho (TAKAZAWA et al., 2003; SIERI & BERETTA, 2004; HUGHES et al., 1996).

As diferentes conclusões dos estudos acima podem ser atribuídas às diferentes metodologias entre os estudos, diferenças entre gênero, realização de diferentes tipos de contração e, durante contrações dinâmicas, variações de velocidade e amplitude de movimento. Este estudo utilizou contrações isométricas para extrair medidas repetidas de torque e força ao longo do tempo, mas este tipo de contração não é característico dos movimentos dinâmicos e recuperação de equilíbrio necessário à manutenção da funcionalidade dos idosos.

A maioria dos estudos encontrados com escada utilizou, como no presente estudo, configuração com três degraus. Essa configuração da escada pode ser considerada como limitação do presente estudo, pois alguns autores relatam que para análise de dois consecutivos degraus, com o indivíduo em equilíbrio, são necessárias configurações com ao menos cinco degraus, pois os primeiros dois são descritos como degraus de

“transição” que possibilitam aos sujeitos realizarem os ajustes para então progredir (STACOFF et al., 2005).

Entre as maiores limitações do presente estudo estão a falta de análise cinética e eletromiográfica, pois muitas alterações encontradas nos idosos dos grupos GI e GII foram atribuídas a possíveis alterações cinéticas. Outra limitação parece estar no questionário utilizado que parece superestimar o nível de atividade física dos idosos.

A quantidade de indivíduos que participaram do estudo também pode ser considerada como um fator limitante, apesar de estudos biomecânicos geralmente trabalhar com amostras bastante reduzidas. Esse fato também ocorreu pelos critérios de seleção do estudo e pela necessidade de divisão em dois grupos de treinamento e um grupo controle. E por fim a limitação no número de equipamentos utilizados na sala de musculação. Talvez uma maior diversidade de equipamentos para grupos musculares como extensores do quadril e flexores do joelho pudessem acentuar ou modificar algumas das inferências feitas pelo presente estudo.

---

## 6- CONCLUSÕES

O treinamento com pesos parece ser a melhor opção de exercício para reverter rapidamente os efeitos do envelhecimento sobre o sistema neuromuscular. Independente dos grupos musculares recrutados, o treinamento de força é eficiente para melhorar a capacidade funcional de idosos, pois aprimora capacidades necessárias na realização das principais atividades cotidianas e auxilia a reduzir o risco de quedas. Além disso, para escolha dos exercícios devem ser considerados os vetores de força dos músculos envolvidos em cada movimento a fim de melhorar o equilíbrio muscular, diminuir dores e, conseqüentemente aumentar os níveis de atividade física dos idosos.

Os protocolos de treinamento com pesos para idosos devem atender às recomendações dos principais manuais de prescrição de exercício do mundo. Estes manuais indicam o trabalho de força para grandes grupos musculares, mas ao mesmo tempo este estudo mostrou a importância do treinamento de força para os músculos abdutores do quadril e plantiflexores ao melhorar a capacidade e segurança do idoso na realização das tarefas diárias.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, p. 1318-1326, 2002.

ALTER, M.J. Ciência da flexibilidade 2ª Ed, Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). Position Stand: Exercise and physical activity for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 30, n. 6, 1998.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM) Position Statement: progressive models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.34, p. 364-80, 2002.

AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRICS SOCIETY AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION. Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. **Journal of American Geriatrics Society**, v. 49,n. 5, 2001

AMERICAN THORACIC SOCIETY. ATS Statement: guideline for the six-minute walk test. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v.166, p.111-7, 2002.

AMIRIDIS, I.G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v.350, p.137-40, 2003.

ANDRIACCHI, T.P.; ANDERSSON, G.B.; FERMIER, R.W.; STERN D.; GALANTE, J. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. **Journal Bone and Joint Surgery American**, n.5, v. 62, p. 749-57, 1980.

ANIANSSON, A.; HEDBERG, M.; HENNING, G. B.; GRIMBY, G. Muscle morphologic enzymatic activity and muscle strength in elderly men: a follow-up study. **Muscle and Nerve**, v. 9, p. 585-591, 1986.

AOYAGI, K.; ROSS, P.D.; DAVIS, J.W.; WASNICH, R.D.; HAYASHI T.; TAKEMOTO, T. Falls among community-dwelling elderly in Japan. **Journal Bone Mineral Research**, v.13, p.1468-74, 1998.

BANDY, W.D.; IRION, J.M. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstrings muscles. **Physical Therapy**, n. 74, p.845-52, 1994.

BANDY, W D.; IRION, J.M.; BRIGGLER, M. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstrings muscles. **Physical Therapy**, n. 77, p. 1090-96, 1997.

BANDY, W D.; IRION, J.M.; BRIGGLER, M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. **Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, n. 27, v. 4, p. 295-300, 1998

BARBANTI, V.J. Teoria e prática do treinamento esportivo. 2.ed. São Paulo: Edgard Blucher, 1997. 214 p.

BARBOSA A.R; SANTAREM, J.M.; FILHO, W.J.; MARUCCI, M.D.E.F. Effects of resistance training on the sit-and-reach test in elderly women. **Journal of Strength & Conditioning Research**, n.16, v.1, p.14-8, 2002.

BAKER, S.P; HARVEY, A.H. Fall injuries in the elderly. **Clinical Geriatric Medicine**, v.1, p.501-12, 1985.



BARAFF, L.J.; DELLA PENNA, R.; WILLIAMS, N. Practice guideline for the Management of falls in community – dwelling elderly persons. **Annals of Emergency Medicine**, v. 30, p. 480-92, 1997.

BARAK, Y.; WAGENNAR, R.C.; KENNETH, G.H. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: A dynamic approach. **Physical Therapy**, v. 86, n.11, p. 1501-1510, 2006

BARRETO, S.M.. GIATTI, L.; KALACHE, A. Gender inequalities in health among older Brazilian adults. **Revista Panama Salud Publica Health**, v. 16, n.2, 2004.

BASSEY, E.J.; FIATARONE, M.A.; O'NEILL, E.F.; KELLY, M.; EVANS, W.J.; LIPSITZ, L.A. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. **Clinical Science**, n. 82, p. 321-27, 1992.

BAZIRE S. Psychotropic Drug Directory. Quay Books, UK 1999.

BENEDETTI, T.B.; MAZO, G.Z.; BARROS, M.V.G. Application of the international physical activity questionnaire (IPAQ) for evaluation of elderly women: concurrent validity and test-retest reproducibility. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 12, n.1, p. 25-34, 2004.

BEHM, D.G.; SALE, D.G. Velocity specificity of resistance training. **Sports Medicine**, n.15, v.6, p. 374-88, 1993.

BENNELL, K.L.; HUNT, M. A.; WRIGLEY, T.V.; HUNTER, D. J.; HINMAN, R. S. The effects of hip muscle strengthening on knee load, pain, and function in people with knee osteoarthritis: a protocol for a randomised, single-blind controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 8, p. 121, 2007.

BERG, K.O.; WOOD-DAUPHINEE, S.L.; WILLIAMS, J.I.; GAYTON, D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument . **Physiotherapy Canada**, v.41, p. 304-311, 1989.

BERG, K.O.; WOOD-DAUPHINEE, S.L.; WILLIAMS, J.I.; GAYTON, D. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. **Canadian Journal of Public Health**, v.83(suppl 2), p.7-11, 1992.

BERG, W.P.; ALESSIO, H.M.; MILLS, E.M. Circumstances and consequences of falls independent community-dwelling older adults. **Age and Aging**, v. 26, p. 261-68, 1997.

BERGSTROM, G.; ANIANSSON, A.; BJELLE, A.; GRIMBY, G.; LUNDGREN-LINDQUIST, B.; SVANBORG, A. Functional consequences of joint impairment at age 79. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v.17, p.183-90, 1985.

BIRGE SJ. Can falls and hip fracture be prevented in frail older adults? **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 47, p.1265-1266, 1999.

BISCHOFF, H. A.; HELIN, H.B.S.; MONSCH, A.U.; IVERSEN, M.D.; WEYH, A.; DECHEND, M.V.; AKOS, R.; CONZELMANN, M.; DICK, W.; THEILER, R. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women. **Age and Ageing**, n. 32, p. 315–20, 2003.

BORG, G. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 5, n.14, p.377-381, 1982.

BORNARDI, G.; SOUZA, V.B.A.; MORAES J.F.D. Incapacidade funcional e idosos: um desafio para os profissionais de saúde. **Scientia Medica**, Porto Alegre, v. 17, n. 3, p. 138-44, 2007.

BOULGARIDES, L.K.; MCGINTY, S.M.; WILLETT, J.A.; BARNES, C.W. Use of Clinical and Impairment- Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults. **Physical Therapy**, v. 83, n. 4, 328-39, 2003.

BRANDON, L.J.; GAASCH, D.A.; BOYETTE, L.W.; LLOYD, A.M. Effects of Long-Term Resistive Training on Mobility and Strength in Older Adults With Diabetes. **Journal of Gerontology**: v. 58A, n.8, p. 740–45, 2003.

BRINDLE, T.J.; MATTACOLA, C.; McCRORY, J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. **Knee Surgery Sports Traumatology and Arthroscopy**, n. 11, p. 244–51, 2003.

BROWN, M. The well elderly. In A. Guccione (Ed.), *Geriatric physical therapy* (p. 391-401). St. Louis, MO: Mosby, 1993.

BROWN, A.P. Reducing falls in elderly people: a review for exercise interventions. **Physiotherapy Theory Practice**, v. 15, p. 59-68, 1999.

BRUCE, D.G.; DEVINE, A.; PRINCE, R. L. Recreational Physical Activity Levels in Health Older Women - The Importance of Fear or Falling. **Journal American Geriatrics Society**, v.50, p. 84-9, 2002.

BUCHNER, D.M.; DELATEUR, B.J. The importance of skeletal muscle strength to physical function in older adults. **Annals of Behavioral Medicine**. n. 13, p.91-8, 1991.

BUCHNER, D.M.; CRESS, M.E.; DELATEUR, B.J.; ESSELMAN, P.C.; MARGHERITA, A.J.; PRICE, R. et al. The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. **Journal Gerontology and Biological Science Medicine Science**, v.52:M218-24, 1997.

BUTLAND, R.J.A.; PANG, J.; GROSS, E.R.; WOODCOCK, A.A.; GEDDES, D.M.. Two-, six-, and 12-minute walking tests in respiratory disease. **British Medical Journal**, v. 284, p. 1607-8, 1982.

CAMARRI, B.; EASTWOODA, P.R.; CECINS, N.M. ; THOMPSON, P.J.; JENKINS, S. Six minute walk distance in healthy subjects aged 55–75 years. **Respiratory Medicine**, n. 100, p. 658–65, 2006.

CAMPBELL, W.W., CRIM, M.C., YOUNG, V.R, JOSEPH, L.J., EVANS, W.J. Effects of resistance training and dietary protein intake on protein metabolism in older adults. **American Journal of Applied Physiology**, v. 268, p. E1143-E1153, 1995.

CAMPBELL, A.; ROBERTSON, M.; GARDNER, M.; NORTON, R.; TILYARD, M.; BUCHNER, D. Randomized controlled trial of a general practice program of home based exercise to prevent falls in elderly women. **British Medical Journal**, v. 315, p. 1065–1069, 1997.

CAMPBELL, A.J.; ROBERTSON, M.C.; GARDNER, M.M.; NORTON, R.N.; BUCHNER, D.M. Falls prevention over 2 years: a randomized controlled trial in women 80 years and older. **Age and Ageing**, v. 28, p. 513–18, 1999.

CAO, Z.; MAEDA, A.; SHIMA, N.; KURATA, H.; NISHIZONO, H. The effect of a 12-week combined exercise intervention program physical performance and gait kinematics in community-dwelling elderly women. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 26, n.3, p. 325-332, 2007

CARTER, N.D.; KANNUS, P.; KHAN, K.N. Exercise in the Prevention of Falls in Older People A Systematic Literature Review Examining the Rationale and the Evidence. **Sports Medicine**, n.31, v.6, p. 427-38, 2001.

CENSO 2000: Perfil dos Idosos. Informe de Previdência Social, nº. 9, V.14, Setembro, 2002.

CHAGAS, E. L.; BHERING, M.H. Nova proposta para avaliação da flexibilidade. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.18, n.3, p.239-48, 2004.

CHANG, J.T.; MORTON, S.C.; RUBENSTEIN, L.Z.; MOJICA, W.A.; MAGLIONE, M.; SUTTORP, M.J.; ROTH, E.A.; SHEKELLE, P.G.. Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. **British Medical Journal**, v. 328, p.1-7, 2004.

CHANG, A.; HAYES, K.; DUNLOP, D.; SONG, J.; HURWITZ, D.; CAHUE, S.; SHARMA, L.. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. **Arthritis Rheumatology**, v.52, p. 3515–19, 2005.

CHIU, A.Y.Y.; AU-YEUNG, S.S.Y.; LO, S.K. A comparasion of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. **Disability and rehabilitation**, n. 25, v..1, p. 45-50, 2003.

CLOSE, J.; ELLIS, M.; HOOPER, R.; GLUCKSMAN, E.; JACKSON, S.; SWIFT,C. Prevention of falls in the elderly trial (PROFET): a randomised controlled Trial. **Lancet**, v. 353, p.93–9, 1999.

COHEN, H.H. A field study of stair descent. Spring, 2000

CONI, N.; WEBSTER, S. Falls and imobility. In: Geriatrics. 5. ed. Australia: Blackwell Science; 1998.

CONSUMER SAFETY UNIT. DTI HOME ACCIDENT SURVEILLANCE SYSTEM 1995: 19th Annual Report. Department of trade and Industry, 1997.

COOPER, K.H. A means of assessing maximal oxygen intake: Correlation Between Field and Treadmill Testing. **Journal of the American Medical Association**, v. 203, p.201–4, 1968.

CRESS, M.E.; SCHECHTMAN, K.B.; MULROW, C.D., et al. Relationship between physical performance and self-perceived physical function. **Journal American Geriatric Society**, n. 43, p. 93-101, 1995

CRISTOPOLISKI, F.; SARRAF, T.A.; DEZAN, V.H.; PROVENSI, C.L.G.; RODACKI, A.L.F. Efeito Transiente de Exercícios de Flexibilidade na Articulação do Quadril Sobre a Marcha de Idosas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n. 2, p.139-44, 2008.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R. Synchrony of pelvic and hip joint motion during walking. **Gait and Posture**, v.6, p. 237-248, 1997.

CSUKA, M.; MCCARTY, D. J. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. **American Journal of Medicine**, v. 78, p.77-81, 1985.

CUMMING, R.G., KLINEBERG, R.J. Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures. **Journal of American Geriatric Society**, n. 42, v.7, p.774-78, 1994.

CUMMINGS, S.R.; NEVITT, M.C.; BROWNER, W.S.; STONE, K.; FOX, K.M.; ENSRUD, K.E.; CAULEY, J.; BLACK, D.; VOGT, T.M. Risk Factors for Hip Fracture in White Women. **New England Journal Medicine**, v. 332, p. 767-73, 1995.

CUMMINGS, S.R.; NEVITT, M.C. A hypothesis: the causes of hip fractures. **Journal of Gerontology Medicine Science**, v.44, p.M107-111, 1989.

CYRINO, E.S.; OLIVEIRA, A.R.; LEITE, J.C.; PORTO, D.B.; DIAS, R.M.R.; SEGANTIN, A.Q., et al. Comportamento da flexibilidade após 10 semanas de treinamento com pesos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, n. 10, v.4, p.: 233-37, 2004.

DAUBNEY, M.E.; CULHAM, E.G. Lower-Extremity Muscle Force and Balance Performance in Adults Aged 65 Years and Older. **Physical Therapy**, v. 79, n.12, 1999

DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES – USA. A Profile of Older Americans: 2008. **Administration on Ageing**, 2008.

De VITA, P.; HORTOBAGYI, T. .Age Increases the Skeletal Versus Muscular Component of Lower Extremity Stiffness During Stepping Down. **Journal of Gerontology**, n. 12, v. 55A, p. B593–B600, 2000.

DIAS, R.M.R.; CYRINO, E.S.; SALVADOR, E.P.; CALDEIRA, L.F.S.; NAKAMURA, F.Y.; PAPST; R.R.; BRUNA, N.; GURJÃO, A.L.D. Influência do processo de familiarização para avaliação da força muscular em testes de 1-RM. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.11,n.1, p.34-8, 2005.

DITE, W., TEMPLE, V.A. Development of a clinical measure of turning for older adults. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, n. 81, v.11, p. 857–66, p. 867–68, 2002.

DOLINIS, J.; HARRISON, J.; ANDREWS, G. Factors associated with falling in older Adelaide residents. **Australian New Zealand Journal of Public Health**, v. 21, p. 462–68, 1997

ENOKA, R. M. Neural adaptation with chronic Physical activity. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 447-455, 1997.

ENRIGHT, P.L.; SHERRILL, D.L. Reference equations for the six-minute walk in healthy adults. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, n.158, p.1384–7, 1998.

ENRIGHT, P.L.; MCBURNIE, M. A.; BITTNER, V.; TRACY, R. P.; MCNAMARA, R.;ARNOLD, A.; NEWMAN, A.B. The 6-min walk test: a quick measure of functional status in elderly adults. **American College of Chest Physicians**, v.123, p.387-98, 2003.

ERICSON, M.O.; NISELL, R.; EKHOLM, J. Quantified electromyography of lower- limb muscles during level walking. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, n.18, p. 159–63, 1986.

ESTRÁZULAS, J.A.; SANTOS, D. M.; ANDRADE, M. C.; IBERES, S.; MELO, L. Comparação de características dinâmicas e espaço-temporais da Marcha do idoso em diferentes velocidades. CEFID/UDESC – Laboratório de Pesquisas em Biomecânica, SC, 2005.

EVANS, W.J. Exercise training guidelines for the elderly. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.31, n.1, p.12-7, 1999.

FARAHMAND, B.; PERSSON, P-G.; MICHAELSSON, K.; BARON, J.A.; PARKER, M.G.; LJUNGHALL, S. Socioeconomic Status, Marital Status and Hip Fracture Risk. A Population-Based Case-Control Study. **Osteoporosis International**, v. 11, p. 803–08, 2000.

FARIAS, J.C.; MACHALA, C.C.; DIAS, R.C.; DIAS, J.M.D. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **Acta Fisiátrica**, v. 10, n.3, p. 133-37, 2003.

FATOUROS, J.G.; KAMBAS, A.; KATRABASAS, I.; LEONTSINI, D.; CHATZINIKOLAOU, A.; JAMURTAS, A.Z.; DOUROUDOS, I.; AGGELOUSIS, N.; TAXILDARIS, K. Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **Journal of Strength and Conditioning Research**, n. 20, v. 3, p. 634-42, 2006.

FELAND, J.B.; MYRER, J.W.; MERRILL, R. M. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. **Physical Therapy and Sport**, n. 2, p. 186-93, 2001.

FERRI, A.; SCAGLIONI, G.; POUSSON, M.; CAPODAGLIO, P.; VAN HOECKE, J. NARICI, M. Strength and power changes of the human plantar-



flexion and knee extensors in response to resistance training in old age. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 177, p. 69-78, 2003.

FIANTARONE, M.A.; MARKS, E.C.; RYAN, N.D.; MEREDITH, C.N.; LIPSITZ, L.A.; EVANS, W.J. High-intensity strength training in nonagenarians. **Journal of the American Medical Association**, v. 264, p.3029-34, 1990.

FIATARONE, M.A.; O'NEILL, E.F.; DOYLE, N.; CLEMENTS, K.M.; ROBERTS, S.B.; KEHAYIAS, J.J.; IPSITZ, L.A.; EVANS, W.J. The Boston FICSIT study: the effects of resistance training and nutritional supplementation on physical frailty in the oldest old. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 41, p. 333–337, 1993.

FIATARONE, M.A.; O'NEILL, E.F.; DOYLE, R. et al. Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. **New England Journal of Medicine**, v. 330, p.1769–75, 1994.

FIATARONE, M Physical activity and functional independence in aging. **Journal Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 67, n.3 p. S70, 1996.

FIGUEIREDO, K.M.O.B.; LIMA, K.C.; GUERRA, R.O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**,v. 9, n.4, p. 408-13, 2007.

FLECK S.J.; KRAEMER, W.J. Fundamentos do treinamento de força muscular. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2004.

FLYNN M. G.; FAHLMAN M.; BRAUN W.A.; LAMBERT C.P.; BOUILLON L.E.; BROLINSOS P.G.; ARMSTRONG C.W. Effects of resistance training on selected indexes of immune function in elderly women. **American Physiological Society**, p. 1905-1913, 1999.

FOLDVARI, M.; CLARK, M.; LAVIOLETTE, L.C.; BERNSTEIN, M.A.; KALITON, D.; CASTANEDA, C.; PU, C.T.; HAUSDORFF, J.M.; FIELDING, R.A.; SINGH, M.A.F. Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women. **Journal of Gerontology**, v. 55a, n. 4, M 192–99, 2000.

FOLLAND, J.P.; WILLIAMS, A.G. The Adaptations to Strength Training Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. **Sports Medicine**, n.37, v.2, p. 145-68, 2007.

FRANK, J. S.; PATLA, A. E. Balance and mobility challenges in older adults: implications for preserving community mobility. **American Journal of Preventive Medicine Amsterdam**, v. 25, p. 157-63, 2003.

FRIED, .L.P.; BANDEEN-ROCHE, K.; CHAVES, P.H.M.; JOHNSON, B.A. Preclinical Mobility Disability Predicts Incident Mobility Disability in Older Women. **Journal of Gerontology: medical sciences**, v 55 A, n. 1, M43-M52, 2000.

FRONTERA, W. R.; FOLSTEIN, S. E.; McHUGH, P. R. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Applied Physiology**, v. 64, p. 1038-44, 1988.

FRONTERA W. R.; HUGHES, V.A.; FIELDING; R.A.; FIATARONE, M.A.; EVANS, W.J.; ROUBENOFF, R. Aging of Skeletal Muscle: a 12-yr longitudinal study. **Journal Applied Physiology**, v.88, n., p. 1.321-6, 2000.

FRONTERA, W.R.; XAVIER, B. The benefits of strength training in the elderly. **Science & Sports**, v. 17, p. 109-16, 2002.

FRONTERA, W.R.; HUGHES, V.A.; KRIVICKAS, L.S.; KIM, S.K.; FOLDVARI, M; ROUBENOFF, R. Strength training in older women: early and late changes in whole muscle and single cells. **Muscle & Nerve**, v. 28, p.601-8, 2003.

FRONTERA, W., MEREDITH, C.N., O'REILLY, K.P.; KNUTTGEN, H.G.; EVANS, W.J. Strength conditioning in older man: skeletal muscle hypertrophy and improved function. **Journal Applied Physiology**, v.64, p.1038-44, 2004.

FRY, A.C. The role of resistance exercise intensity on muscle fiber adaptations. **Sports Medicine**, v.3, n.10, p. 663-79, 2004.

FULLER, G.F. Problem-oriented diagnosis: falls in the elderly. **American Family Physician**, v. 61, p. 2159-2168, 2000.

GAZZOLA, J.M.; PERRACINI, M.R.; GANANÇA, M.M.; GANANÇA, F.F.. Fatores associados ao equilíbrio funcional em idosos com disfunção vestibular crônica. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v.72, n.5, 683-90, 2006.

GLAISTER, B.C.; BERNATZ, G.C.; KLUTE, G.K.; ORENDURFF, M.S. Video task analysis of turning during activities of daily living. **Gait Posture**, n.25, v.2, p.:289–94, 2007.

GONÇALVES, D.F.F. **Avaliação do equilíbrio funcional de idosos de comunidade** com relação ao histórico de quedas, 2006. Dissertação de Mestrado (Educação) – UNICAMP; Campinas- SP.

GRABINER, M. K.; KOH, T.J.; LUNDIN, T. M.; JAHNIGEN, D. W. Kinematics of recovery from a stumble. **Journal of Gerontology**, v.48, M97-M102, 1993.

GRAZIANO, K.U.; MAIA, F.O.M. Principais acidentes de causa externa no idoso. **Gerontologia**, v.7, p.133-39, 1999.

GREENSPAN, S.L.; MYERS, E.R.; MAITLAND, L.A.; RESNICK, N.M.; HAYES, W.C. Fall Severity and Bone Mineral Density as Risk Factors for Hip Fracture in Ambulatory Elderly. **Journal of the American Medical Association**, v. 271, p.128–33, 1994.

GRIMBY, G.; ANIANSSON, A.; HEDBERG, M.; HENNING, G.; GRANGARD, U.; KVIST, H. Training can improve muscle strength and endurance in 78- to 84-yr-old men. **Journal of Applied Physiology**, v. 73, p. 2517–2523, 1992.

GURALNIK, J.M.; BRANCH, L. G.; CUMMINGS, S.R.; CURB, J. D. Physical Performance Measures in Aging Research. **Journal of Gerontology**, v. 44, n. 5, p., 14I-46, 1989.

GURALNIK, J.M.; SIMONSICK, E.M. Physical disability in older Americans. **Journal of Gerontology**, v.48(Special Issue):3-10, 1993.

GURALNIK J.M., FERRUCCI L., SIMONSICK E.M., SALIVE M.E., WALLACE R.B. Lower extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **New England Journal of Medicine**, v. 332, p.556-61, 1995.

GURALNIK J.M.; ALECXIH, L; BRANCH, G. L.; WIENER, J. M. Independence for older americans: an investment for our nation's future. Washington, DC: Alliance for Aging Research, 1999.

GURALNIK, JM; FERRUCCI, L; PIEPER, C.F.; et al. Lower Extremity Function and Subsequent Disability: Consistency Across Studies, Predictive Models, and Value of Gait Speed Alone Compared With the Short Physical Performance Battery. **Journal of Gerontology: medical sciences**, v. 55A, n. 4, p. 221–31, 2000.

GUYATT, G.H.; THOMPSON, P.J.; BERMAN, L.B., et al. How should we measure function in patients with chronic heart and lung disease? **Journal Chronic Disease**, v.38, p.517–24, 1985.

A HÄKKINEN, K.; ALÉN, M.; KOMI, P.V. Changes in isometric force and relaxation time, EMG and muscle fiber characteristics of human skeletal muscle

during training and detraining. **Acta Physiologic Scandinavia**, v. 125, p. 573–585, 1985.

B HÄKKINEN, K.; KOMI, P.V.; ALÉN, M. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fiber characteristics of leg extensor muscles. **Acta Physiologic Scandinavia**, v. 125, p. 587–600, 1985.

HÄKKINEN, K.; KALLINEN, M.; KOMI, P.V. Neuromuscular adaptations in strength athletes during training distributed into one or two daily sessions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 68, p. 269-70, 1994.

HAKKINEN, K.; HAKKINEN, A. Neuromuscular adaptations during intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. **Electromyography Clinical Neurophysiology**, v. 35, p. 137–147, 1995.

HAKKINEN, K.; KALLINEN, M.; IZQUIERDO, M.; JOKELAINEN, K.; LASSILA, H.; MALKIA, E.; KRAEMER, W.J.; NEWTON, R.U.; ALEN, M. Changes in agonist antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, p. 1341–1349, 1998.

HALSSA, K.E.; BROVOLD, T.; GRAVER, V.; SANDVIK, L.; BERGLAND, A. Assessments of integrated reliability and internal consistency of the Norwegian version of the Berg Balance Scale. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.88, n. 1, p.94-8, 2007.

HAMEL, K.A.; CAVANAGH, P. Stair Performance in People Aged 75 and Older. **Journal American Geriatric Society**, v. 52, p. 563–67, 2004

HANDLER, J., P. DUNCAN, AND S. STUDENSKI. Choosing the best strength measure in frail older persons: importance of task specificity. *Muscle Nerve*, n. 5, v. S47-51, 1997.

HARDER, D. Strength and speed. 6. ed. Castro Valley: Education Plus, 2000.

HAYES, W.C.; MYERS, E.R.; ROBINOVITCH, S.N.; KROONENBERG, A.V.D.; COURTNEY, A.C.; McMAHON, T.A. Etiology and prevention of age-related hip fractures. **Bone**, v.18 (Suppl. 1), p. 77s-86s, 1996.

HARRIS, J.E.; ENG,J.J.; MARIGOLD, D.S.; TOKUNO, C.D.; LOUIS,C.L. Relationship of Balance and Mobility to Fall Incidence in People With Chronic Stroke. **Physical Therapy**, n. 2, v. 85 , 2005.

HASE, K.; STEIN, R.B. Analysis of Rapid Stopping During Human Walking. **Journal of Neurophysiology**, n. 80, p. 255-61, 1998

HEMENWAY, D.; SOLNICK , S.J.; KOECK, C.; KYTIR, J. The incident of stairway injuries in Austria. **Accident Analyse Preview**, v. 26, p. 675-79, 1994.

HENWOOD, T.R.; RIEK, S.; TAAFFE; D.R. Strenght versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults, **Journal of Gerontology**, v. 63 A, n.1, p. 83-91, 2008.

HILL, K.; SCHWARZ, J. Assessment and management of falls in older people. **Internal Medicine Journal**,v.34, p.557-64, 2004.

HILL, S.; SCOTT, S.; SWANSON, B.; BAHNER, C. Correlation between Berg Balance Scale rating and Triceps Surae Strength in an elderly population. Proceedings of the 4<sup>th</sup> Annual GRASP Symposium, Wichita State University, 2008.

HILLIARD, M.J.; MARTINEZ, K.M.; JANSSEN, I.; EDWARDS, B.; MILLE, M.; ZHANG, Y. ROGERS, M.W. Lateral Balance Factors Predict Future Falls in Community-Living Older Adults. *Archive Physical Medicine Rehabilitation*, v. 89, p. 1708-14, 2008.

HOEGER, W.W.K.; HOPKINS, D.R. A comparison of the sit and reach and the modified sit and reach in measurement of flexibility in women. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.63, n.2, p.191-5, 1992.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology of Aging**, n. 10, p.727–38, 1989.

HSU,M.; WEI,S.;YU, Y.; SHANG, Y. Leg stiffness and electromyography of knee extensors/flexors: Comparison between older and younger adults during stair descent. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, n. 3, v.44, p. 429-36, 2007.

HU, M.; WOOLLACOTT, M.H. Balance evaluation, training and rehabilitation of frail fallers. Reviews in: **Clinical Gerontology**, v.6, p. 85-99, 1996.

HUGHES, M.A., B.S. MYERS, AND M.L. SCHENKMAN. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. **Journal of Biomechanics**, n. 29, p. 1509-13, 1996

HUGHES, V.A.; FRONTERA, W.R.; WEED, M.; EVANS, W.J.; DALLAL, G.E.; ROUBENOFF, R.; FIATORONE, M.A. Longitudinal muscle strength changes in older adults: Influence of muscle mass, physical activity, and health. **Journal of Gerontology: Biological Sciences, Medical Sciences**, v. 56, p. B209-B217, 2001.

HUNTER, G.R.; MCCARTHY, J.P.; BAMMAN, M.M. Effects of resistance training on older adults. **Sports Medicine**, v.34, p.329-48, 2004.

HYLTON, B.M.; STEPHEN, R.L.; RICHARD, C.F. Age-related differences in walking stability. **Age and Aging**, v.32, n.2, p.137-142, 2003.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. (Eds.). Human walking. 2. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p. 1-22.

IVERS, R.Q.; NORTON, R.; CUMMING, R.G.; BUTLER, M.; CAMPBELL, A.J. Visual impairment and risk of hip fracture. **American Journal Epidemiology**, v. 152, p. 633–39, 2000.

JACKSON, A. W.; BAKEL, A. A. The relationship of the sit and reach test to criterion measures of hamstring and back flexibility in young females. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 57, p.183-86, 1986.

JOHNS RJ; WRIGHT V. Relative importance of various tissues in joint stiffness. **Journal Applied Physiology**, n.17, v. 5, p. :824-29, 1962.

JOHNSTON, R. C.; SMIDT, G. L. Hip motion measurements for selected activities of daily living. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.72, p.205-15, 1970.

JONES, C.J.; RIKLI, R.E.; MAX, J.; NOFFAL, G. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.6, p. 338-43, 1998.

JONES, J.; RIKLI, R. E. Measuring functional fitness of older adults. **The Journal on Active Aging**, p.25-31, 2002

JONKERS I.; STEWART C.; SPAEPEN A. The complementary role of the plantarflexors, hamstrings and gluteus maximus in the control of stance limb stability during gait. **Gait and Posture**, v. 17, p. 264-72, 2003.

JUDGE, J.O.; UNDERWOOD, M.; GENNOSA, T. Exercise to improve gait velocity in older persons. **Archive Physical Medicine Rehabilitation**, v.74,p. 400-6, 1993.

JUDGE, J.O.; SCHECHTMAN, K.; CRESS, E. The relationship between physical performance measures and independence in instrumental activities of daily living. **Journal American Geriatric Society**, n. 44, p. 1332-41, 1996.



KALAPOTHARAKOS, V.I.; MICHALOPOULOS, M.; TOKMAKIDIS, S.P.; GODOLIAS, G.; GOURGOULIS, V. Effects of a heavy and a moderate resistance training on functional performance in older adults. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.19, n.3, p. 652-57, 2005.

KAMEL, H.K. Sarcopenia and aging. **Revista de Nutrição**, v. 61, p.157-67, 2003.

KANAVAGH, J. J.; BARRETT, R. S.; MORRISON, S. Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. **Gait and Posture**, v. 20, p. 291-98, 2004.

KENT-BRAUN, J.A.; YOUNG, K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. **Journal Applied Physiology**, v.88, p. 662-8, 2000.

KERRIGAN, D.C.; TODD, M.A.; CROCE, U.D. LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Arch Phys Med Rehab**, v. 79, p. 317-22, 1998.

KERRIGAN, D.C.; CROCE U.U.; MARCIELLO M.; RILEY, P.O. A refined view of determinants of gait: significance of heel rise. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p.1077-80, 2000.

KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; COLLINS, J. J.; RILEY, P. O.; LIPSITZ, L. A. Reduce hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, p. 26-30, 2001.

KERRIGAN, D.C.; XENOPOULOS-ODDSSON, A.; SULLIVAN, M. J.; LELAS, J. J.; RILEY, P. O. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, p. 1-6, 2003

KILSZTAJN, S.; CAMARA, S.B., DO CARMO, M. S. N.. Gasto privado com saúde por classe e renda. **Revista Associação Médica Brasileira**,; v. 48, n.3, p. 258-62, 2003

KING, M.B.; TINETTI, M. E. Falls in community-dwelling older persons. **Journal American Geriatric Society**, v.43, p.1146-54, 1995

KIRKWOOD, R.N.; CULHAM, E.G.; COSTIGAN, P. Hip Moments During Level Walking, Stair Climbing, and Exercise in Individuals Aged 55 Years or Older. **Physical Therapy** , v.79, n.4, p.360-70, 1999

KIRKWOOD, R.N.; GOMES, H.A.; SAMPAIO, R.F.; CULHAM,E.; COSTIGAN, P. Biomechanical analysis of hip and knee joints during gait in elderly subjects. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 5, p.:267-71, 2007

KIRTLEY, C.; WHITTLE, M. W.; JEFFERSON, R. J. Influence of walking speed on gait parameters. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 7, p. 282-88, 1985.

KRAEMER, W.J. Endocrine responses and adaptations to strength training. Em *Strength and power in sports*, editado por P.V. Komi, 291-304. Boston: Blackwell Scientific, 1992a.

KUBO, K.; ISHIDA, Y.; SUZUKI, S.; KOMURO, T.; SHIRASAWA, H.; ISHIGURO, N.; SHUKUTANI, Y.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T.. Effects of 6 months of walking training on lower limb muscle and tendon in elderly. **Scandinavian Journal Medicine Science Sports**, n.8, v. 18, p. 31–9, 2008.

KUCHERA, W. A.; KUCHERA, M. L. Osteopathic Principles in Practice, Greyden Press, 2ed, 1992.

KUO, A.D.; ZAJAC, F.E. A biomechanical analysis of muscle strength as limiting factor in standing posture. **Journal of Biomechanics**, v. 26(suppl 1), p. 137–50, 1993.

LACH, H.; REED, A.; ARFKEN, C.; MILLER, J.; PAIGE, G.; BIRGE, S.; PECK, W. Falls in the elderly: Reliability of a classification system. **Journal of American Geriatrics Society**, v. 39, p. 197–202, 1991.

LAJOIE, Y.; GALLAGHER, S.P. Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. **Archives Gerontology Geriatrics**, v. 38, p. 11–26, 2004.

LAMBERT, C.P.; EVANS, W.J. Effects of Aging And Resistance Exercise On Determinants Of Muscle Strength. **Journal of American Aging Association**, v. 25, p. 73-8, 2002.

LAMOUREUX, E.L.; SPARROW, W.A.; MURPHY, A.; NEWTON, R.U. The relationship between Lower Body Strength and Obstructed gait in Community-Dwelling Older Adults. **American Geriatrics Society**, v. 50, p. 468-73, 2002.

LAN, T.; MELZER, D.; TOM, B.D.M.; GURALNIK, J.M. Performance Tests and Disability: Developing an Objective Index of Mobility-Related Limitation in Older Populations. **Journal of Gerontology: medical sciences**, v. 57A, n. 5, M294–M301, 2002.

LARISH, D. D.; MARTIN, P. E.; MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the health old. In: JOSEPH, J. A. (Eds.). Central determinants of age-related declines in motor function. **New York: The New York Academy of Sciences**, 1988, p. 18-32.

LARK SD, BUCKLEY JG, BENNETT S, JONES D, SARGEANT AJ. Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down. **Clinical Biomechanics**, v. 18,p. 848–55, 2003.

LaROCHE D.P.; CREMIN, K.A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: a comparison across lower-extremity muscles, 2009 (IN PRESS).

LARSEN, A. H.; SORENSEN H.; PUGGAARD P.; AAGAARD P. Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. **Scandinavian Journal Medicine Science Sports**, p.1-9, 2008.

LATHAM, N.; ANDERSON, C.; BENNETT, D.; STRETTON, C. Progressive resistance strength training for physical disability in older people. **Cochrane Database Systematic Review**, CD 002759, 2003.

LATHAM, N.K.; BENNETT, D.A.; STRETTON, C.M.; ANDERSON, C.S. Systematic review of progressive resistance strength training in older adults. **Journal Gerontology Medicine Science**, v.54, p. 48-61, 2004.

LAYBOURNE, A. H.; BIGGS, S.; MARTIN, F.C. Falls exercise interventions and reduced falls rate: Always in the patient's interest? **Age and Ageing**, v.37, p. 10-1, 2008.

LEE H.J.; CHOU L.S. Correlation between muscle strength and gait stability during locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 40 (S2), p. 1, 2007.

LEE, W.L.; ZAVAREI, K.; EVANS, J.; LELAS, J. J.; RILEY, P.O.; KERRIGAN, C. Reduced Hip Extension in the Elderly: Dynamic or Postural? **Archives Physical Medicine Rehabilitation**, v. 86, p. 1851-54, 2005.

LEIPER, C.I.; GRAIK, R.L. Relationships between physical activity and temporal-distance characteristics of walking in elderly women. **Physical Therapy**, n.71, p.791-803, 1991.

LEMMINK, K.A.P.M.; KEMPER, H.C.G. ; DE GREEF, M.H.G. ; RISPENS, P.; STEVENS, M. The validity of the sit-and-reach test and the modified sit-

and-reach test in middle-aged to older men and women. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.74, n.3, p.331- 6, 2003.

LIEBER, R. L. Skeletal Muscle Structure and Function, Implications for Rehabilitation and Sports Medicine. Ed Baltimore, 1992.

LIN, S.; WOOLLACOT, M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age and Ageing**; n.34,p. 358–63, 2005.

LIN, H.; LU,T.; HSU; H. Three-dimensional analysis of kinematic and kinetic coordination of the lower limb joints during stair ascent and descent. **Biomedical engineering-applications, basis & communications**, n.2, v.16, p.101-8, 2004.

LOPOPOLO, R.B.; GRECO, M.; SULLIVAN, D.; CRAIK, R.L.; MANGIONE, K.K. Effect of therapeutic exercise on gait speed in community-dwelling elderly people: A meta-analysis. **Physical Therapy**, v. 86, n.4, p. 520-540, 2006.

LORD, S.; WARD, J.; WILLIAMS, P.; ANSTEY, K. An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: The Randwick falls and fractures study. **Australian Journal of Public Health**, v. 17, p. 240–45, 1993.

LORD, S.; WARD, J.; WILLIAMS, P; ANSTEY, K. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. **Journal American Geriatric Society**, v. 42, p. 1110-17, 1994.

LORD, S. R.; LLOYD,D.G.; KEUNG LI, S. Sensori-motor Function, Gait Patterns and Falls in Community-dwelling Women. **Age and Ageing**, v.25,p.292-99, 1996.

LORD, S.R.; MENZ, H.B. Physiologic, psychologic and health predictors of 6-min walk performance in older people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, n. 83, p.907–11, 2002

LORD S.R.; TIEDEMANN A.; CHAPMAN K.; MUNRO B.; MURRAY S.M. SHERRINGTON C. The Effect of an Individualized Fall Prevention Program on Fall Risk and Falls in Older People: A Randomized, Controlled Trial. **American Geriatrics Society**, v. 53, n.8, p. 1296-305, 2005.

LYNCH, N.A.; METTER, E.J.; LINDLE, R.S.; FOZARD, J.L.; TOBIN, J.D.; ROY, T.A.; FLEG, J.L.; HURLEY, B.F. Muscle quality. I. use associated differences between arm and leg muscle groups. **Journal of Applied Physiology**, v. 86, p. 188-94, 1999.

LYONS K.; PERRY J.; GRONLEY J.K.; BARNES L.; ANTONELLI D. Timing and relative intensity of hip extensors and abductor muscle action during level stair ambulation: an EMG study. **Physical Therapy**, v. 63, p. 1597-605, 1983.

MACALUSO A, DE VITO G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. **European Journal Applied Physiology**, v.91, p.450-72, 2004

MACKINNON, C.D.; WINTER, D.A. Control of balance and posture in the frontal plane during human walking. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n.6, p. 633-644, 1993.

MASUD T.; MORRIS R.O. Epidemiology of falls. **Age and Aging**, v. 30 – S4, p. 3-7, 2001.

MAGILL, R.A. Aprendizagem Motora: Conceitos e Aplicações. 5ª edição, São Paulo-SP: Edgar Blücher, 2000.

MCCARTHY, E.K.; HORVAT, M.A.; HOLTSBERG, P.A.; WISENBAKER, J.M. Repeated Chair Stands as a Measure of Lower Limb Strength in Sexagenarian Women. **Journal of Gerontology**, v. 59A, n. 11, p. 1207–12, 2004.

MC FADYEN, BJ; WINTER, DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. **Journal of Biomechanics**, n. 21, v.9, p, 733-44, 1988.

MCMECKEN, J.; STILLMAN, B.; STORY, I.; KENT, P. The Effects of Knee Extensor and Flexor Muscle Training n the timed-up-and-go tests in individuals with arthritis rheumatoid. **Physiotherapy Research International**, n. 4, v. 1, p. 55-67, 1999

MELTZER, D.E. Age dependence of Olympic weightlifting ability. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 26, p. 1053-1067, 1994.

MENANT, J.C.; STEELE, J.R.; MENZ,H.B.; MUNROB.J.; LORD, S.R. Rapid gait termination: Effects of age, walking surfaces and foot wear characteristics. **Gait Posture**, v. 3, p.6-10.

A MIAN, O.S.; THOMA, J.M.; NARICI, M.V.; BALTZOPOULOS, V. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. **Gait Posture**, v. 25, p.9-17, 2007

B MIAN, O.S.; NARICI, M.V.; MIBETTI, A.E.; BALTZOPOULOS, V. Centre of mass motion during stair negotiation in young and older men. **Gait Posture**, v. 26, p.463-69, 2007

MICKLE, K.J.; STEELE, J.R.; MUNRO, B.J.; LORD, S.R. ; MENZ, H.B. Gait characteristics in older adults: are they associated with falls risk? **Journal of Biomechanics** 40(S2), p. S53, 2007.

MIYAMOTO, S.T.; JÚNIOR LOMBARDI, I.; BERG, K.O.; RAMOS, L.R.; NATOUR, J. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.37, n.19, p.1411-1421, 2004.

MOLLER, J. Projected Costs of Fall Related Injury to Older Persons due to Demographic Change in Australia. Canberra: Commonwealth of Australia; 2004.

MORELAND, J. D.; RICHARDSON, J.A.; GOLDSMITH, C.H.; CLASE, C.M. Muscle Weakness and Falls in Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. **American Geriatrics Society**, v. 52, p. 1121-29, 2004.

MORGAN, R.O.; VIRNIG, B.A.; DUQUE, M.; ABDEL-MOTY, E.; DEVITO, C.A. Low-Intensity Exercise and Reduction of the Risk for Falls Among At-Risk Elders. **Journal of Gerontology**, v. 59A, n. 10, 1062–67, 2004.

MORSE, C.I.; THOM, E.J.M.; MIAN, O.S.; MUIRHEAD, E.A.; BIRCH, K.M.; NARICI, M.V. Muscle strength, volume and activation following 12-month resistance training in 70-year-old males. **European Journal of Applied Physiology**, v. 95, p. 197–204, 2005.

MOSHER, R.E.; CARRE, F.A.; SCHUTZ, R.W. Physical fitness of students in British Columbia: a criterion-reference evaluation. **Canadian Journal Applied in Sport and Science**, v.7, n.4, p. 249-57, 1982

MOYLAN W.R.; BINDER E.F. Falls in older adults: risk assessment, management and prevention. **American Journal Medicine**, v. 120, p. 493-97, 2007.

MUNDERMANN, A.; DYRBY, C.O.; ANDRIACCHI, T.P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. **Arthritis Rheumatology**, v. 52, p. 2835–44, 2005.



MURRAY, M. P.; KORY, R. C.; CLARKSON, B. H. Walking patterns in healthy old men. **Journal of Gerontology**, v. 24, 169-178, 1969.

MYERS, A. M.; HUDDY, L. Evaluating physical capabilities in the elderly: The relationship between ADL self-assessments and basic abilities. **Canadian Journal of Aging**, v. 4, p. 198-200, 1985.

NATIONAL SAFETY COUNCIL. Accidents facts, 1994. Itasca, IL. National Safety Council, 1994.

NELSON, M.E.; FIATORONE, M.A.; MORGANTI, C.M.; TRICE, I.; GREENBERG, R.A.; EVANS, W.J. Effects of high-intensity strength training on multiple risk factors for osteoporotic fractures. **Journal of the American Medical Association**, v. 272, p. 1909-1914, 1994.

NEVITT, M.C.; CUMMINGS, S.R. The Study of Osteoporosis Fractures Research Group. Type of hip and wrist fractures the study of osteoporotic fractures. **Journal American Geriatrics Society**, v.41, p. 1226-34, 1993.

NEVITT, M.C.; CUMMINGS, S.R.; KIDD, S.; BLACK, D. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. a prospective study. **Journal of the American Medical Association**, n. 261, p.2663-8, 1989.

NIGG, B. M.; FISHER, V.; RONSKY, J. L. Gait characteristics as a function of age and gender. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 2, p. 213-20, 1994.

NYBERG, L.; GUSTAFSON, Y.; BERGGREN, D.; BRÄNNSTROM, B.; BUCHT, G. Falls leading to femoral Neck Fractures in Lucid Old People. **Journal of American Geriatrics Society**, v. 44, p.156-60, 1996.

OCHALA, J.; LAMBERTZ, D.; HOECKE, J.V.; POUSSON, M. Effect of strength training on musculotendinous stiffness in elderly individuals. **European Journal of Applied Physiology**, v. 94, p. 126-133, 2005.

OJA, E.; TUXWORTH, B. Eurofit for adults, assessment of health-related fitness. Tampere, Finland: UKK Institute for Health Promotion Research, 1995.

ONDER, G.; PENNINX, W.J.H.; FERRUCCI, L.; FRIED L.P.; GURALIK, J. M.; PAHOR, M. Measures of Physical Performance and Risk for Progressive and Catastrophic Disability: Results From the Women's Health and Aging Study. **Journal of Gerontology: medical sciences**, v. 60A, n. 1, 74–9, 2005.

OSNESS, W. H.; ADRIAN, M.; CLARK, B.; HOEGER, W.; RAAB, D., WISWELL, R. Functional fitness assessment for adults over 60 years (A field based assessment). Reston, VA: American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance, 1990.

PAASUKE, M.; ERELINE, J.; GAPEYEVA, H.; SIRKEL, S.; SANDER, P. Age-related differences in twitch contractile properties of plantarflexor muscles in women. **Acta Physiologic Scandinavia**, v. 170, p. 51-57, 2000.

PAVOL, M.J.; OWINGS, T.M.; FOLEY, K.T.; GRABINER, M.D. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. **American Geriatrics Society**, v. 50, p. 256-262, 2002.

PARAHYBA, M.I.; VERAS, R.; MELZER, D. Incapacidade funcional entre mulheres idosas no Brasil. **Revista Saúde Pública**, v.39, n.3, p. 383-91, 2005.

PARAHYBA, M.I.; SIMÕES, C.C.S. A prevalência de incapacidade funcional em idosos no Brasil. **Ciência & Saúde Coletiva**, v.11, n.4, p. 967-74, 2006

PARAHYBA, M.I.; CRESPO, C.D. Diferenciais sociodemográficos na incapacidade funcional dos idosos no Brasil: uma análise das informações do censo demográfico. Trabalho apresentado no XVI Encontro Nacional de Estudos Populacionais, ABEP, realizado em Caxambu- MG – Brasil, de 29 de setembro a 03 de outubro, 2008.

PARE E.B.; STERN J.T. JR.; SCHWARTZ J.M.. Functional differentiation within the tensor fascia lata. A telemetered alectromyographic analysis of its locomotor roles. **Journal Bone Joint Surgeon**, v. 63A, p. 1457-71, 1981.

PARQmed-X. Net.. Disponível em [www.csep.ca/pdfs/parmedx.pdf](http://www.csep.ca/pdfs/parmedx.pdf).

PELL, C.; BAKER, P.S.; ROTH,D.L.; BROWN, C.J.; BODNER, E.V.; ALLMAN, R. M. Assessing Mobility in Older Adults: The UAB Study of Aging Life-Space Assessment. **Physical Therapy**, v. 85, n. 10, P.1008-19, 2005.

PEREIRA, S.R.M. O idoso que cai. In: Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia. Caminhos do envelhecer. Rio de Janeiro: Revinter; p. 217-21, 1994.

PEREIRA, S.R.M.; BUKSMAN, S.; PERRACINI, M.P.Y; BARRETO, K.M.L.; LEITE, V.M.M. Projeto Diretrizes: Quedas em Idosos. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, 2001.

PERRACINI, M.R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes no município de São Paulo [tese]. São Paulo: Federal de São Paulo; Escola Paulista de Medicina; 2000.

PERRY, J. Gait Analysis: normal and pathological function. New Jersey: Slack, 1992.

PERRY, J. Análise da Marcha: marcha normal . 1ed. Manole, v. 1, 2005

PERRY, M.C.; CARVILLE, S.F.; SMITH, I.C.; RUTHERFORD, O.M.; NEWHAM, D.J. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling **European Journal Applied Physiology**, n.100, v. 5, p.553–61, 2007.

PERSCH, N. L. **Efeito do Treinamento da Força Muscular sobre Parâmetros da Marcha Associados ao Risco de Queda em Idosas**, 2008. Dissertação de Mestrado (Educação Física) – UFPR; Curitiba - PR.

PERSCH, N. L.; UGRINOWITSCH, C.; PEREIRA, G.; RODACKI, A.L.F. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: A randomized controlled trial. **Clinical Biomechanics**, v.24, n.10, p. 819-25, 2009

PETERSON, M. J.; GIULIANI, C.; MOREY, M. C.; PIEPER, C. F.; EVENSON, K. R.; MERCER, V. et al. Physical Activity as a Preventative Factor for Frailty: The Health, Aging, and Body Composition Study. **Journal Gerontology**, p. 1-8, 2009.

PHILLIPS, W.T.; BATTERHAM, A.M.; VALENZUELA, J.E.; BURKETT, L.N. Reliability of maximal strength testing in older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, n.2, p. 329-34, 2004.

PIJNAPPELS M.; VAN DER BURG, P.J.; REEVES, N.D.; VAN DIEEN, J.H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European Journal Applied Physiology**, n. 102, v. 5, p. 585–92, 2008.

PLOUTZ-SNYDER, L.L.; GIAMIS, E.L.; Orientation and familiarization to 1 RM strength testing in old and young women. **Journal of Strength Conditioning Research**, v.15, n.4, p.519-523, 2001.

PLUIJM, S.M.; SMIT, J.H.; TROMP, E.A.; STEL, V.S.; DEEG, D.J.; BOUTER, L.M.; LIPS, P. A risk profile for identifying community-dwelling elderly with a high risk of recurrent falling: results of a 3-year prospective study. **Osteoporosis International Journal**, v. 17, n. 3, p.417-25, 2006

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The Timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of American Geriatric Society**, v.39, p.142-148, 1991.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in the elderly. **Gait and Posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.

RAAB, D. M.; AGRE, J. C.; MCADAM, M.; SMITH, E. L. Light resistance and stretching exercises in elderly women: Effect upon flexibility. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 69, p. 268-72, 1988.

RANTANEN, T., P. ; HEIKKINEN, E.. Maximal isometric strength and mobility among 75-year-old men and women. **Age and Ageing**, n. 23, p.132-7, 1994.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. D. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 96, p. 885-92, 2004.

REEVES, N.D.; SPANJAARD, M.; MOHAGHEGHI, A.A.; BALTZOPOULOS, V.; MAGANARIS, C.N. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, p.218–27, 2008.

REKENEIRE, N.; VISSER, M.; PEILA, R.; NEVITT, M.C.; CAULEY, J.A.; TYLAVSKY, F.A.; SIMONSICK, E.M.; HARRIS, T.B. Is a fall just a fall: correlates of falling in healthy older persons. The Health, Aging and Body Composition Study. **Journal American Geriatric Society**, v. 51, n.6, p.841-6, 2003.

REUBEN, D.; SIU, A. An objective measure of physical function of elderly out-patient. The physical performance test. **Journal American Geriatric Society**, v. 38, n.6, p.1105-12, 1990.

RIKLI, R.G.; JONES, C.J. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 7, p. 129-61, 1999.

RIKLI, R.; BUSCH, S. Motor Performance of Women as a Function of age and Physical Activity Level. **Journal of Gerontology**, v.41, p. 645-49, 1986.

RIKLI R.E.; EDWARDS D.J. Effects of a three-year exercise program on motor function and cognitive processing speed in older women. **Research Quarterly Exercise and Sport**, v.62, p. 61–7, 1991.

RIKLI, R.G.; JONES, C.J. Senior Fitness Test Manual. Champaign, IL; Human Kinetics, 2001.

RILEY, P. O.; DELLA CROCE, U.; KERRIGAN, D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 14, p. 264-70, 2001a.

ROBERTSON, M.C.; DEVLIN, N.; GARDNER, M.; CAMPBELL, A.J. Effectiveness and economic evaluation of a nurse delivered home exercise programme to prevent falls. 1: Randomised controlled trial. **British Medical Journal**, v. 322, p. 697–701, 2002.

RODACKI, A.L.; SOUZA, R.M.; UGRINOWITSCH, C.; CRISTOPOLISKI, F.; FOWLER, N.E. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. **Manual Therapy**, v. 14, n. 2, p.167-72, 2009.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human walking. 3. ed. Baltimore : Williams & Wilkins, 2006.

ROSS, M. R.; RICE, C. L.; VANDERVOORT, A. A.; Age-related changes in motor unit function. **Muscle and Nerve**, v.20, p. 679-90, 1997.

ROYS MS. Serious stair injuries can be prevented by improved stair design. **Applied Ergonomy**, v. 32, p. 135–39, 2001.

RUBENSTEIN L.Z.; JOSEPHSON, K.R.; ROBBINS, A.S. Falls in the nursing home. *Annals of Internal Medicine*, v. 121, p. 442-51, 1994.

RUBENSTEIN, L.Z. Falls. In: Yoshikawa TT, et al. ed. Practical ambulatory geriatrics. 2. ed. Missouri, p. 262-9, 1998.

RUBENSTEIN L.Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35-S2, p. ii37–ii41, 2006.

RYYNANEN, O.P.; KIVELA, S.L.; HONKANEN, R.; LAIPPALA, P.; SOINI, P. Incidence of falling injuries leading to medical treatment in the elderly. **Public Health**, v. 105, p. 373-86, 1991.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**. v. 12, p. 34-45, 2000.

SADIGH, S.; REIMERS, A.; ANDERSSON, R.; LAFLAMME, L. Falls and fall-related injuries among the elderly: a survey of residential-care facilities in a swedish municipality. **Journal of Community Health**, v. 29, n. 2, 2004.

SAFE Aging Newsletter, 2005. Falls statistics: A \$27 billion national challenge 1(12) [hwww.safeaging.com/consumer/May05newsletter.pdf](http://www.safeaging.com/consumer/May05newsletter.pdf). Acesso em 28 de junho de 2009.

SATHLER, J. Cuidados especiais com o idoso no ato cirúrgico. In: Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia Jornadas. Rio de Janeiro: LIBBS Farmacêutica, p. 42-3, 1994.

SAUDERS, I.B.M.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D.E. The major determinants in normal and pathological gait. **Journal of Bone Joint and Surgery**, v. 35, p. 543- 558, 1953.

SAUVAGE, L.R.J.; MYKLEBUST, B.M.; CROW-PAN J.; et al. A clinical trial of strengthening and aerobic exercise to improve gait and balance in elderly male nursing home residents. **American Journal Physical Medicine Rehabilitation**, v. 71, p. 333–42, 1992.

SCAGLIONI G.; FERRI A.; MINETTI A. E.; MARTIN A.; HOECKE J. V.; CAPODAGLIO P.; SARTORIO A.; NARICI M. V. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. **Journal Applied Physiology**, v. 92, p. 2292–302, 2002.

SCAGLIONI, G.; NARICI, M. V.; MAFFIULETTI, N. A.; PENSINI, M.; MARTIN, A. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human muscles motor unit activated by the H reflex and M wave. **Journal of Physiology**, v.548, n.2, p. 649-61, 2003.

SCAGLIONI, G.; NARICI, M. V.; MAFFIULETTI, N. A.; PENSINI, M.; MARTIN, A. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human muscles motor unit activated by the H reflex and M wave. **Journal of Physiology**, v.548, n. 2, p. 649-61, 2003.

SCARBOROUGH, D.M.; KREBS, D.E; HARRIS, B.A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait and Posture**, n. 10, p. 10–20, 1999.

SCHOENI , R.F.; MARTIN, L.G.; ANDRESKI, P.M.; FREEDMAN, V.A. Persistent and Growing Socioeconomic Disparities in Disability Among the Elderly: 1982–2002. **American Journal of Public Health**, v. 95, n. 11, 2005.

SCHWARTZ, A.V.; KELSEY, J.L. ; SIDNEY, S.; GRISIO, J.A. Characteristics of Falls and Risk of Hip Fracture in Elderly Men. **Osteoporosis International**, v. 8: p. 240–246, 1998.

SHEPHARD, R.J., BERRIDGE, M., MONTELPARE, W. On the generality of the "sit and reach" test: An analysis of flexibility data for an aging population. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.61, 326-30, 1990.



SHUMWAY-COOK A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults timing the Timed Up & Go Test. **Physical Therapy**, n. 80, p.896-903, 2000.

SIERI T.; BERETTA, G. Fall risk assessment in very old males and females living in nursing homes. **Disability & Rehabilitation**, n. 26, v. 12, p. 718–23, 2004.

SILVA, A; ALMEIDA, G.J.M.; CASSILHAS, R.C.; COHEN, M.; PECCIN1, M.S.; TUFIK, S.; MELLO, M. T. Equilíbrio, Coordenação e Agilidade de Idosos Submetidos à Prática de Exercícios Físicos Resistidos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n.2 , 2008

SILVA, R.G. Análise da flexibilidade em idosas praticantes de caminhada do município de montes claros – MG. **Revista Consciência Extensão**, n.1, v.1, p.32-9, 2008.

SIMONEAU, G.G.; CAVANAGH, P.R.; ULBRECHT, J.S.; LEIBOWITZ, H.W., TYRRELL, R.A. The influence of visual factors on fall-related kinematic variables during stair descent by older women. **Journal Gerontology**, v. 46, n.6, p. M188-95, 1991.

A SIMONEAU, E.; MARTIN, A.; HOECKE, J.V. Adaptations to long-term strength training of ankle joint muscles in old age. **European Journal of Applied Physiology**, n.100, p. 507–14, 2007.

B SIMONEAU, A.; MARTIN, A.; HOECKE, J.V. Effects of joint angle and age on ankle dorsi- and plantar-flexor strength. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n.17, p. 307–16, 2007.

SKELTON, D.A.; YOUNG, A.; GREIG, C.A.; MALBUT, K.E. Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of

women aged 75 and older. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 43, p. 1081–1087, 1995.

SKELTON, D.A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O.M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. **Age and Ageing**, n. 31, v. 2, p 119–25, 2002.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERIATRIA E GERONTOLOGIA - Projeto Diretrizes Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina. Quedas em idosos, p.1-9, 2001.

SODERBERG, G. L. Gait and gait retraining. In: BASMAJIAN, J. V.; WOLF, S. L. (Eds.). *Therapeutic exercise*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990.

SPIRDUSO, W.W.; FRANCIS K. L.; MacRae P. G. *Physical Dimensions of aging*. Champaign, Human Kinetics, 1995.

SPANJAARD, M.; REEVES, N.D.; VAN DIEE, H; BALTZOPOULOS,V; MAGANARIS, C.N. Gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation in humans. **Journal Applied of Physiology**, n. 102, p. 1618–23, 2007.

SPANJAARD, M.; REEVES, N.D.; VAN DIEE, H; BALTZOPOULOS,V; MAGANARIS, C.N. Influence of gait velocity on gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 19, p, 304–13, 2009.

STACOFF, A.; DIEZI, C.; LUDER, G.; STÜSSI, E.; KRAMERS-DE QUERVAIN, I.A. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. **Gait and Posture** , n. 21, p. 24–38, 2005.

STALENHOEF, P. A.; CREBOLDER, H. F. J. M.; KNOTTNERUS, J. A.; VAN DER HORST, F. G. E. M. Incidence, risk factors and consequences of falls among elderly subjects living in the community. **European Journal of Public Health**, v. 7, p. 328–34, 1997.

---

STARTZELL, J.K.; OWENS, D.A.; MUFINGER, L.M.; CAVANAGH, P.R. Stair negotiation in older people: a review. **Journal American Geriatrics Society**, v.48, p. 567-80, 2000.

STEFFEN, T.M.; HACKER, T.A.; MOLLINGER, L. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. **Physical Therapy**, n.2, v. 82, 2002.

STUDENSKI S. Quedas. In: Calkins E, Ford AP, editores. Geriatria prática. 2<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Revinter, p. 227-33, 1997.

SUETTA, C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; JAKOBSEN, A.K.; DUUS, B.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S.P. Training-induces changes in muscle CSA, muscle strength, EMG and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 1954-1961, 2004.

SUNI, J. H.; OJA, E.; LAUKKANEN, R. T.; MIILUNPALO, S. I.; PASANEN, M. E.; VUORI, I. M.; VARTIAINEN, T. M.; BOS, K.. Health-related fitness test battery for adults: Aspects of reliability. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, p. 399-405, 1996.

SUTHERLAND D.H., COOPER L., DANIEL D.: The role of the ankle plantar flexors in normal walking, **Journal Bone Joint Surgery**, v. 62A, p. 354-63, 1980.

SUZUKI, T.; BEAN, J.F.; FIELDING, R.A. Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. **Journal American Geriatrics Society**, v. 49, p. 1161-67, 2001.

SVANSTROM, L. Falls on stair: an epidemiological accident study. **Scandinavian Journal Society Medicine**, v.2, p. 113-20, 1974.

---

SVENSSON, M-L.; RUNDGREN, A.; LARSSON, M.; ODE'N, A.; SUND, V.; LANDAHL, S. Accidents in the institutional elderly. A risk analysis. **Aging**, v. 3, p.181–92, 1991.

TAKAZAWA, K.; ARISAWA, K.; HONDA, S.; SHIBATA, Y.; SAITO, H. Lower-extremity muscle forces measured by a hand-held dynamometer and the risk of falls among day-care users in Japan: using multinomial logistic regression analysis. **Disability & Rehabilitation**, n. 25, v. 8, p. 399–404, 2002.

TENCER, A. F. et al. Biomechanical properties of shoes and risk of falls in older adults. **Journal American Geriatric Society**, v. 52, p.1840-6, 2004.

TERAMOTO, S.; OHGA,E.; ISHII, T.;YAMAGUCHI, Y.;YAMAMOTO, H.; MASTSUSE, T. Reference value of six-minute walking distance in healthy middle-aged and older subjects. **European Respiratory Journal**, v.15, p. 1132–33, 2000.

THIGPEN, M.T., LIGHT, K.E., CREEL, G.L., FLYNN, S.M. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. **Physical Therapy**, n. 80, v.12, p. 1174–87, 2000.

THORBAHN, L. D. B.; NEWTON, R.A. Use of the Berg Balance Test to Predict Falls in Elderly Persons. **Physical Therapy**, v. 76, n. 6, p. 576-83, 1996.

TINNETTI, M.E.; WILLIAMS, T.F.; MAYEWSKI, R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. **American Journal of Medicine**, v. 80, p. 29-434, 1986.

TINETTI, M.E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S.P. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **New England Journal Medicine** v. 319, p.1701-7, 1988.

---

TINNETTI, M.E.; WILLIAM, S.C. The Effect of Falls and Fall Injuries on Functioning in Community-Dwelling Older Persons. **Journal of Gerontology**, v. 53A, n., p.M112-MI19, 1998.

TIROSH, O; SPARROW, W.A. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. **Gait and Posture**, n.21,p. 279–88, 2005.

TROOSTERS, T.; GOSSELINK, R.; DECRAMER, M. Six minute walking distance in healthy elderly subjects. **European Respiratory Journal**, v.14, p.: 270-74, 1999.

UENO, M.; KAWAI, S.; MINO, T.; KAMOSHITA, H. Systematic review of fall-related factors among the house-dwelling elderly in Japan. **Nippon Ronen Igakkai Zashi**, v. 43, n. 1, p. 92-101, 2006.

U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. PHYSICAL ACTIVITY AND HEALTH: a report of the surgeon general. Atlanta, GA: U.S.. Department of health and human services, public health service, cdc, national center for chronic disease prevention and health promotion, 1996.

VALKEINEN, H.; ALEN, M.; HANNONEN, P.; HAKKINEN, A; AIRAKSINEN, O.; HAKKINEN, K. Changes in knee extension and flexion force, EMG and functional capacity during strength training in older females with fibromyalgia and healthy controls. **Rheumatology**, v.43, p.225-8, 2004.

VERDIJK, L.B.; GLEESON, B. G. ; JONKERS, R.A.M.; MEIJER, K.; SAVELBERG, H.H.C..M; DENDALE, P.,; VAN LOON, L. J. C. Skeletal Muscle Hypertrophy Following Resistance Training Is Accompanied by a Fiber Type – Specific Increase in Satellite Cell Content in Elderly Men. **Journal of Gerontology**, v.64A, n.. 3, p. 332–39, 2009.

VERGHESE J., WANG C., XUE X., HOLTZER R. Self-Reported Difficulty in Climbing Up or Down Stairs in Nondisabled Elderly. **Archive Physical Medicine and Rehabilitation** , v.89, p.100-4, 2008.

---

VICON MOTUS. User manual. Disponível em <http://www.vicon.com/products/peakmotussoftware.html#pdf>.

VIEIRA, E.B. Manual de gerontologia: um guia teórico prático para profissionais cuidadores e familiares. Rio de Janeiro: Revinter; 1996.

VIEL, E. A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções. Barueri: Manole, 2001.

VINCENT, K.R.; BRAITH, R.W.; FELDMAN, R. A., et al. Resistance exercise and physical performance in adults aged 60 to 83. **Journal American Geriatric Society**, n. 50, p. 1100–7, 2002.

VOORRIPS, L. E.; RAVELLI, A. C. J.; DONGELMANS, P. C. A.; DEURENBERG, P.; VAN STAVEREN, W. A. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine Science Sports & Exercise**, v. 29, suppl. 6, p. S117-21, 1997.

WALL, J.C.; BELL, C.; CAMPBELL, S.; DAVIS, J. The timed get-up-and- go test revisited: measurement of the component tasks. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, n.37, v.1, p. 109–13, 2000.

WATELAIN, E.; DUJARDIN, F.; BABIER, F.; et al. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, p. 1705-1711, 2001.

WEI, T.S.; HU, C.H.; WANG, S.H.; HWANG, K.L. Fall Characteristics, Functional Mobility and Bone Mineral Density as Risk Factors of Hip Fracture in the Community-Dwelling Ambulatory Elderly. **Osteoporosis International**, v. 12, p.1050–55, 2001.

WEINER; D. K.; LONG, R. M.; HUGHES, M. A.; STUDENSKI, S. A. When older adults face the chair rise challenge: a study of chair height availability

and height modified chair rise performance in the elderly. **Journal American Geriatrics Society**, n. 41, p. 6-10, 1993.

WHIPPLE, R.H.; WOLFSON, L.I.; AMERMAN, P.M.. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. **Journal American Geriatric Society**, n. 35, v.1,p.13–20, 1987.

WIEMANN, K; HAHN, K. Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. **International Journal Sports and Medicine**, n. 18, p. 340-46, 1997.

WELLS, K.F. and DILLON, E.K. The sit and Reach, a test of back and leg flexibility. **Research Quarterly**, v.23, p. 115-18, 1952.

WHITTLE, M. W. Gait analysis: an introduction. 2. ed. Oxford: Butterworth Heinemann, 1996b.

WHO – World Health Organization. The Role of Physical Activity in healthy Ageing. The Finish Centre for Interdisciplinary Gerontology, 1998.

WILLIAMSOM, J.; FRIED, L. Characterization of older adults who attribute functional decrements to “old age”. **Journal American Geriatrics Society**, v.44, p. 1429-34, 1996.

WILMORE, J.H.; COSTILL, D.L. Physiology of Sport and Exercise: 2 ed. Illinois, USA: Human Kinetics,1999.

WINTER, D. A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 15, p. 302-30, 1983.

A WINTER, D.A; PATLA, A.E.; FRANK, J. S.; WALT, S.E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical Therapy**, v. 70 n.6, p. 340-48, 1990.

---

B WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, J.S. Assessment of balance control in humans. **Medical Program Technology**, n.16, p.31–51, 1990.

WINTER, D.A. The Biomechanical and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly And Pathological: 2 ed., Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WOLFSON, L.; JUDGE, J.; WHIPPLE, R.; KING, M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. **Journal of Gerontology and Biology Science. Medical**, v. 50A, p. 64–7, 1995.

YARESHESKI, K.E.; ZACHWIEJA, J.J.; BIER, D.M. Acute effects of resistance exercise on muscle protein synthesis rate in young and elderly men and women. **American Journal of Physiology**, v. 268, p. E268-E276, 1993.

ZACHAZEWSKI, J.E.; RILEY, P.O.; KREBS, D.E. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 30, n. 4, p. 412-22, 1993.

ZAWADSKI, A.B.R.; VAGETTI, G.C. Motivos que levam idosos a freqüentarem as salas de musculação. **Movimento e Percepção**, v.7, n.10, p. 45-60, 2007.

ZETHREUS, N.; JÖNSSON, B. The cost of a hip fracture. Estimates for 1709 patients in Sweden. **Acta Orthopedic Scandinavia**, v. 68, p.13–17, 1998.

---



## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

- a) Você, pessoa com 60 anos ou mais, está sendo convidado a participar de um estudo intitulado “EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA MUSCULAR SOBRE FUNCIONALIDADE DE IDOSOS ASSOCIADA AO RISCO DE QUEDA”. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental.
- b) O objetivo desta pesquisa é detectar e analisar os fortalecimentos musculares que podem ser mais eficientes para as pessoas com 60 anos ou mais. Estes exercícios têm como objetivo diminuir os riscos de quedas em pessoas da 3ª idade, evitando assim internamentos hospitalares, cirurgias e até mesmo mortes causadas em pessoas que caem ao caminhar na rua e ao realizar suas tarefas diárias em casa.
- c) Caso você participe da pesquisa, será necessário realizar exame médico com um aluno do mestrado, informar a um(a) professor(a) quais são suas atividades diárias – preenchimento de questionário, realizar testes de força no laboratório, realizar testes de caminhada no laboratório, realizar testes de equilíbrio no laboratório, realizar testes na sala de musculação para determinar a individualização das cargas. Todas estas avaliações são para sua maior segurança. Em todos estes exames você terá acompanhamento de professores habilitados para realização.
- d) Para realização das avaliações acima você deverá comparecer no laboratório CECOM ao 1º andar do Departamento de Educação Física da UFPR – para que cada uma das avaliações possa ser realizada para serão necessárias aproximadamente 4 visitas ao laboratório com duração aproximada de 4 meses.
- e) Durante o estudo você NÃO poderá realizar exercícios além dos que serão ofertados no período de estudo. NÃO poderá realizar Alongamentos fora do período de aula, NÃO poderá fazer aulas de ginástica, alongamento, musculação, yoga, natação, hidroginástica. NÃO poderá realizar caminhadas em ritmo acelerado.
- f) Como em qualquer tratamento, você poderá experimentar algum desconforto, principalmente relacionado a dores musculares e/ou articulares. Neste caso a(s) professora(s) responsável(is) pelo projeto pode(m) rever seus exercícios e cargas com objetivo de minimizar ou até mesmo sanar este(s) desconforto(s).
- g) Os riscos que envolvem o seu tratamento são: hipoglicemia (baixa glicose sanguínea) em caso de você não ter se alimentado adequadamente antes das aulas de musculação. Neste caso a(s) professora(s) responsável(is) pelo projeto indicarão o melhor procedimento – administrar líquido com glicose ou qualquer outro procedimento necessário.
- h) Contudo os benefícios esperados são: aumento de força e disposição para realizar tarefas diárias; diminuição de dores e desconfortos musculares e articulares, melhoria no condicionamento físico geral, melhorias na caminhada – maior eficiência e menor fadiga. Diminuição do risco de quedas durante a caminhada, diminuição de sintomas relacionados à depressão, pressão alta. Melhoria em exames laboratoriais – possível redução de diabetes, colesterol, triglicerídeos, entre outros.
- i) Os pesquisadores: Luciana Medeiros – mestranda da UFPR pode ser conectada pelos telefones 8407-3644 / 3266-0236 ou via email [lu.vipmaster@gmail.com](mailto:lu.vipmaster@gmail.com) que poderá ser contatada das 8h às 22h, bem como o orientador da pesquisa poderá ser contatado nos

telefones 9129-8595 / 3360-4333 das 8h às 18h. Estes são os responsáveis pelo seu tratamento e poderão esclarecer eventuais dúvidas a respeito desta pesquisa.

j) Você também, se desejar, poderá optar por tratamento alternativo ao que está sendo proposto, após 6 meses no projeto de musculação. Este tratamento alternativo consiste em realizar aulas de hidroginástica especiais para pessoas com 60 anos ou mais.

k) Estão garantidas todas as informações que você queira, antes durante e depois do estudo.

l) A sua participação neste estudo é voluntária. Você tem a liberdade de se recusar a participar ou, se aceitar participar, retirar seu consentimento a qualquer momento. Este fato não implicará na interrupção de seu atendimento dentro de outros projetos da UFPR, que está assegurado.

m) As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos médicos que executam a pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida.

n) Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa (exames, medicamentos etc.) NÃO são da sua responsabilidade.

o) Pela sua participação no estudo, você NÃO receberá qualquer valor em dinheiro. Você terá a garantia de que qualquer problema decorrente do estudo será tratado no CECOM e na Sala de Musculação do CED, mas não serão ressarcidos quaisquer gastos extras com médicos ou tratamentos.

p) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

Eu, \_\_\_\_\_ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo e os tratamentos alternativos. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem que esta decisão afete meu tratamento. Eu entendi o que NÃO posso fazer durante o tratamento e sei que qualquer problema relacionado ao tratamento será tratado sem custos para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

\_\_\_\_\_  
NOME DO SUJEITO DA PESQUISA  
OU RESPONSÁVEL LEGAL

\_\_\_\_\_  
ASSINATURA

\_\_\_\_\_  
LOCAL, DATA

\_\_\_\_\_  
NOME DO PESQUISADOR

\_\_\_\_\_  
ASSINATURA

\_\_\_\_\_  
LOCAL, DATA

## ANEXO - TESTES DE FUNCIONALIDADE

## 2.4.1- APTIDÃO CARDIO-RESPIRATÓRIA – TC6

Contra-indicações absolutas para participação do teste: indivíduos com frequência cardíaca de repouso maior que 120 bpm, pressão arterial sistólica maior do que 180 mmHg e diastólica maior do que 100 mmHg. Uma das limitações deste teste é não fornecer informações específicas sobre função cardíaca e pulmonar envolvidas no exercício, como ocorre com testes de exercício cardiopulmonar máximo. Ele avalia a resposta integrada e global dos sistemas pulmonar, sistema cardiovascular, sistema circulatório, circulação periférica, sistema muscular e metabolismo muscular. Este teste acessa níveis funcionais de capacidade submáxima, sendo melhor para comparações de funcionalidade exatamente porque a maioria das atividades da vida diária são exercidas nestes níveis de capacidade cárdio-pulmonar. Segundo Enright e Sherril (1998), este teste deve ser realizado numa pequena pista retangular com marcadores de distância a cada 3 metros.

Valores de referência população americana (Rikli e Jones, 2001)

Idade	Mulher	Homem
60 - 64	498 - 604	578 - 672
65 - 69	457 - 581	512 - 640
70 - 74	439 - 562	498 - 622
75 - 79	393 - 535	430 - 585
80 - 84	352 - 494	407 - 553
85 - 89	311 - 466	348 - 521
90 - 94	251 - 402	279 - 457

## 2.4.2 – FORÇA DE MEMBROS INFERIORES

- Teste de Levantar da Cadeira em 30 seg. (RIKLI & JONES, 1999)

Valores de referência população americana (Rikli e Jones, 2001)

Idade	60 - 64	65 - 69	70 - 74	75 - 79	80 - 84	85 - 89	90 - 94
Mulher	12 - 17	11 - 16	10 - 15	10 - 15	9 - 14	8 - 13	4 - 11
Homem	14 - 19	12 - 18	12 - 17	11 - 17	10 - 15	8 - 14	7 - 12

(repetições)



### 2.4.3 – FLEXIBILIDADE - Wells e Dillon (1952)

Indicadores segundo o ACSM (1995) para indivíduos com mais de 60 anos

- < 15 - baixa flexibilidade
- 15 – 22 - intermediária flexibilidade
- 23 – 38 - elevada flexibilidade
- 38 - muito elevada flexibilidade

### 2.4.4 – EQUILÍBRIO – Berg Balance Scale

Abaixo os testes com seus respectivos cuidados durante aplicação:

#### 1. Teste de Levantar-se.

Idoso sentado sobre cadeira que deverá estar apoiada na parede, não permitindo que esta se movimente. Instrução – “Levante-se. Tente não usar suas mãos como auxílio”.

- ( 4 ) capaz de levantar-se sem o uso das mãos, estabiliza-se independentemente.
- ( 3 ) capaz de levantar-se independentemente usando as mãos.
- ( 2 ) capaz de levantar-se usando as mãos depois algumas tentativas.
- ( 1 ) precisa de auxílio mínimo para levantar-se e estabilizar-se.
- ( 0 ) precisa de auxílio moderado ou total para levantar-se

#### 2. Teste de Permanecer em Pé.

Instrução – “Fique em pé por dois minutos sem se apoiar.”

- ( 4 ) capaz de permanecer em pé seguramente por dois minutos
- ( 3 ) capaz de permanecer em pé dois minutos com auxílio
- ( 2 ) capaz de permanecer em pé por trinta segundos sem auxílio
- ( 1 ) precisa de diversas tentativas para permanecer em pé sem auxílio
- ( 0 ) incapaz de permanecer em pé sem auxílio por trinta segundos

Obs. 1: Se o avaliado não permanecer em pé por dois minutos prossiga para questão 4.

Obs. 2: se o avaliado se mantiver em pé por 2 min. com os pés juntos, anotar o resultado na questão 7.

#### 3. Teste de Sentar sem encosto, com os pés no chão.

Em uma cadeira sem encosto, apoiada na parede, não permitindo que esta se movimente.  
Instrução – “Sente-se com os braços cruzados no tórax por 2”.

- ( 4 ) capaz de permanecer sentado com segurança e firmeza por dois minutos
- ( 3 ) capaz de permanecer sentado por dois minutos com auxílio
- ( 2 ) capaz de permanecer sentado por trinta segundos
- ( 1 ) capaz de permanecer sentado por dez segundos
- ( 0 ) incapaz de permanecer sentado sem auxílio por dez segundos

#### 4. Teste de posição ereta para posição sentada.

Idoso deverá sentar na cadeira que deverá estar apoiada na parede, não permitindo que esta se movimente. Instrução – “Sente-se”. O participante deverá ser instruído a tentar sentar sem utilizar o apoio de pernas contra a cadeira.

- ( 4 ) senta-se seguramente com o uso mínimo das mãos.
- ( 3 ) controla com as mãos a descida
- ( 2 ) usa as pernas contra a cadeira para controlar a descida
- ( 1 ) senta-se independentemente, mas sem controle na descida
- ( 0 ) precisa de auxílio para sentar-se

#### 5. Teste de Transferências.

Duas cadeiras posicionadas lado a lado e encostadas na parede, afastadas o suficiente para que o participante possa se movimentar realizando um giro entre uma cadeira e outras.  
Instrução – “Você deverá se transferir, de uma vez só, de um assento de cadeira para a outra”.

- ( 4 ) capaz de transferir-se seguramente com o uso mínimo das mãos
- ( 3 ) capaz de transferir-se seguramente, mas necessita do auxílio das mãos
- ( 2 ) capaz de transferir-se com dica verbal e/ou supervisão
- ( 1 ) precisa que uma pessoa o auxilie
- ( 0 ) precisa que duas pessoas o auxiliem para estar seguro.

#### 6. Permanecer posição ereta sem auxílio com os olhos fechados.

Instrução – “Feche seus olhos e permanece em pé por dez segundos”.

- ( 4 ) capaz de permanecer em pé por dez segundos

- ( 3 ) capaz de permanecer em pé por dez segundos com auxílio
- ( 2 ) capaz de permanecer em pé por três segundos
- ( 1 ) incapaz de manter os olhos fechados por três segundos, mas fica estável
- ( 0 ) precisa de auxílio para manter-se em pé

7. Teste de permanência posição ereta, sem apoio, com os pés juntos.

O participante deverá permanecer na posição citada acima olhando para um ponto imaginário a sua frente. Instrução – “Posicione seus pés juntos e permaneça em pé sem se segurar.”

- ( 4 ) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por um minuto com segurança
- ( 3 ) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por um minuto com auxílio
- ( 2 ) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e manter-se por trinta segundos
- ( 1 ) precisa de auxílio para manter a posição, mas é capaz de permanecer em pé por quinze segundos com os pés juntos
- ( 0 ) precisa de auxílio para se posicionar, incapaz de permanecer em pé por quinze segundos

8. Teste de alcance adiante na posição ereta e braços estendidos

Neste teste o participante deverá estar de pé, com os braços estendidos a frente formando ângulo de 90° com o tronco e dedos também estendidos. Posicionar o avaliado no “zero” da trena antes de realizar o teste. A Avaliação é realizada pela distância alcançada sem mover os pés. Instrução – “Erga os braços formando um ângulo de 90°. Estenda seus dedos e alcance adiante tanto quanto você conseguir.”

Após realizar o movimento com as mãos estendidas e anotar o resultado de 0 - 4 realizar o FRT, lembrando que neste teste a mão deve estar fechada, devendo posicionar novamente o avaliado no ponto “zero” da trena.

- ( 4 ) alcança confiantemente e facilmente 25 cm
- ( 3 ) alcança mais de 12,5 cm com segurança
- ( 2 ) alcança mais de 5,0 cm com segurança
- ( 1 ) consegue alcançar adiante, mas precisa de auxílio

( 0 ) perde severamente a posição de equilíbrio precisando de auxílio externo.

9. Teste de pegar um objeto do chão partindo da posição ereta.

Posicionar um objeto a aproximadamente 40 - 50 cm dos pés do avaliado. Instrução – “Pegue o objeto (calçado/caixa) do chão”.

( 4 ) capaz de pegar o objeto seguramente e facilmente

( 3 ) capaz de pegar o objeto, mas precisa de auxílio

( 2 ) incapaz de pegar, mas alcança 2-5 cm do objeto mantendo o equilíbrio

( 1 ) incapaz de pegar e precisa de auxílio

( 0 ) incapaz, precisa de auxílio para se manter sem perder o equilíbrio

10. Teste de girar o corpo na posição ereta

O chão deverá ser marcado com uma fita reta até a parede, posicionando o participante no meio desta. O avaliado deverá girar o corpo sobre o próprio eixo olhando sobre um dos ombros e olhando para a fita que esta na parede. O examinador poderá escolher um objeto para servir como referência, encorajando o avaliado a realizar melhor o movimento.

Instrução – “Gire o corpo olhando sobre o ombro esquerdo, diretamente atrás de você. Repita à direita”.

( 4 ) olha para trás de ambos os lados e transfere bem o peso

( 3 ) olha para trás somente de um lado, outro lado demonstra menor transferência

( 2 ) somente gira lateralmente mas mantém o equilíbrio

( 1 ) precisa de auxílio para girar

( 0 ) precisa de auxílio para manter-se, perde o equilíbrio ou cai.

11. Teste de giro 360°.

Idem ao teste acima, mas o avaliado deverá iniciar e parar no mesmo ponto. Este teste pode exigir mais cuidados quando realizado para indivíduos que sofrem de labirintite.

Instrução – “Gire completamente ao redor (círculo cheio). Pare. Então, gire na outra “direção”.

( 4 ) capaz de girar 360° seguramente em 4 segundos ou menos

( 3 ) capaz de girar 360° seguramente em 4 segundos ou menos somente de um lado

- ( 2 ) capaz de girar 360° seguramente mas lentamente
- ( 1 ) precisa de auxílio / dica verbal
- ( 0 ) precisa de auxílio enquanto gira

12. Teste de colocar o pé alternado sobre banco (sem auxílio).

O avaliado deverá mover uma das pernas em direção a um degrau de madeira (*step*) enquanto uma perna esta apoiada no chão a outra deverá tocar o *step* e voltar a posição. Realizar com a outra perna também.

Instrução – “Coloque cada pé alternadamente sobre o *step*. Continue até que cada pé tenha tocado quatro vezes o *step*”.

- ( 4 ) capaz de manter-se independentemente com segurança e completa os oito passos em 20 segundos
- ( 3 ) capaz de manter-se independentemente e completa oito passos em até 20 segundos
- ( 2 ) capaz de completar quatro passos sem auxílio ou supervisão.
- ( 1 ) capaz de completar mais de dois passos, precisa auxílio mínimo
- ( 0 ) precisa auxílio para se manter sem cair / incapaz

13. Teste de permanecer na posição ereta com um pé a frente do outro.

O aplicador do teste deverá demonstrar a seguinte para o avaliado: colocar um pé a frente do outro. Se o avaliado sentir que pode colocar seu pé diretamente a frente do outro, deverá tentar colocar o pé a frente de modo que o calcanhar do pé em frente fique à frente dos dedos do outro pé. Após a demonstração, solicitar ao participante que realize o movimento com cada uma das pernas e escolha com qual delas se sente mais seguro para realizar o teste.

Para marcar três pontos, o comprimento do passo deverá exceder o comprimento do outro pé e largura da posição deve ser largura do passo normal do sujeito.

Instrução – “Dê o passo”.

- ( 4 ) capaz de colocar um pé atrás do outro independentemente e se manter por 30 segundos
- ( 3 ) capaz de colocar um pé na frente e ao lado do outro independentemente e se manter por 30 segundos
- ( 2 ) capaz de realizar pequeno passo mas se mantém por 15 segundos
- ( 1 ) precisa de auxílio na passada mas se mantém por 15 segundos



( 0 ) perde o equilíbrio sem a passada ou para manter-se em pé

#### 14. Teste de permanecer em pé sobre uma perna.

O participante deverá permanecer em pé apenas sobre uma das pernas sobre o tempo que conseguir, sem auxílio externo. O avaliador deve permitir que o avaliado escolha a perna que se sente mais seguro.

Instrução – “Permaneça em pé sobre uma das pernas quanto tempo for possível, sem auxílio”.

( 4 ) capaz de erguer a perna independentemente e manter-se mais do que 10 segundos

( 3 ) capaz de erguer a perna independentemente e manter-se de 5-10 segundos

( 2 ) capaz de erguer a perna independentemente e manter-se por 3 segundos ou mais

( 1 ) tenta erguer a perna, incapaz de mantê-la por 3 segundos mas permanece em pé independentemente

( 0 ) incapaz para tentar ou precisa de auxílio para prevenir uma queda

Interpretação dos Teste:

- ☐ < 14 - dependente
- ☐ 14 – 28 - alto risco a dependência
- ☐ 28 – 41 - risco moderado a dependência
- ☐ 42 – 50 - indivíduo independente
- ☐ 50 – 56 - ótima condição de independência

#### 2.4.4 – AGILIDADE E EQUILÍBRIO DINÂMICO - Foot Up & Go Test (FUG) (RIKLI & JONES 1999)

Ao comando do prof.(a) aplicador(a) do teste, o indivíduo deve levantar da cadeira sem ajuda das mãos, caminhar em volta do cone colocado a 2,44m a frente da cadeira retornando a posição sentada com as costas encostadas no encosto. São realizadas duas tentativas e a tentativa válida será a qual o indivíduo realizou a tarefa em menor tempo.

Valores de referência população americana (Rikli e Jones, 2001)

Idade	Mulher	Homem
60 - 64	6,0 - 4,4	5,6 - 3,8
65 - 69	6,4 - 4,8	5,7 - 4,3
70 - 74	7,1 - 4,9	6,0 - 4,2
75 - 79	7,4 - 4,9	7,2 - 4,6
80 - 84	8,7 - 5,7	7,6 - 5,2
85 - 89	9,6 - 6,2	8,9 - 5,3
90 - 94	11,5 - 7,3	10,0 - 6,2

(segundos)



## QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA.

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
Idade : \_\_\_\_ Sexo: F ( ) M ( ) Você trabalha de forma remunerada: ( ) Sim ( ) Não.  
Quantas horas você trabalha por dia: \_\_\_\_ Quantos anos completos você estudou: \_\_\_\_  
De forma geral sua saúde está: ( ) Excelente ( ) Muito boa ( ) Boa ( ) Regular ( ) Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **última semana**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

### SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

- 1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?  
( ) Sim ( ) Não – Caso você responda não **Vá para seção 2: Transporte**

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você fez na **última semana** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos**:

- 1b. Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos, como parte do seu trabalho**? Por favor, **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho.

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - **Vá para a questão 1d.**

- 1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

- 1d. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho**?

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - **Vá para a questão 1f**

- 1e. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas como parte do seu trabalho?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

- 1f. Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por pelo menos 10 minutos contínuos, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho**:

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - Vá para a questão 2a.

- 1g. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

## SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem à forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

- 2a. O quanto você andou na ultima semana de carro, ônibus, metrô ou trem?

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - Vá para questão 2c

- 2b. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro na ultima semana.

- 2c. Em quantos dias da ultima semana você andou de bicicleta por pelo menos 10 minutos contínuos para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - Vá para a questão 2e.

- 2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

- 2e. Em quantos dias da ultima semana você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - Vá para a Seção 3.

- 2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

### SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA.

Esta parte inclui as atividades físicas que você fez na última semana na sua casa e ao redor da sua casa, por exemplo, trabalho em casa, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa ou para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

**3a.** Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar **no jardim ou quintal**.

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para questão 3c.**

**3b.** Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas **no jardim ou no quintal**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**3c.** Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão **dentro da sua casa**.

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para questão 3e.**

**3d.** Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas **dentro da sua casa** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**3e.** Em quantos dias da última semana você fez atividades físicas **vigorosas** **no jardim ou quintal** por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para a seção 4.**

**3f.** Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas **no quintal ou jardim** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

## SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER.

Esta seção se refere às atividades físicas que você fez na ultima semana unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor, **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

**4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente**, em quantos dias da ultima semana você caminhou **por pelo menos 10 minutos contínuos** no seu tempo livre?

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para questão 4c**

**4b. Nos dias em que você caminha no seu tempo livre**, quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**4c. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei , basquete, tênis :

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para questão 4e.**

**4d. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**4e. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades vigorosas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer Jogging:

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para seção 5.**

**4f. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

## SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

**5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um dia de semana?**

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um dia de final de semana?**

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

## ATIVIDADES ESPORTIVAS

Você pratica algum esporte?

Esporte 1:

Nome: \_\_\_\_\_

Intensidade: \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Quantos meses por ano: \_\_\_\_\_

Esporte 2:

Nome: \_\_\_\_\_

Intensidade: \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Quantos meses por ano: \_\_\_\_\_

## ATIVIDADES DE LAZER

Você tem alguma atividade de lazer?

Atividade 1:

Nome: \_\_\_\_\_

Intensidade: \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Quantos meses por ano: \_\_\_\_\_

## INSTRUÇÕES

Informações sobre esportes e outras atividades do tempo de lazer, são extraídas quanto o tipo de atividade, duração (horas por semana), frequência (número de meses por ano), e a intensidade que a atividade foi normalmente realizada. A intensidade da atividade foi codificada baseada no trabalho de Bink et al. Estes códigos de intensidade são códigos sem unidade que foram originalmente baseados em gasto energético.

## CÁLCULOS

A pontuação do questionário é dada como segue:

Escore das atividades diárias = (soma dos escores obtidos nas dez questões ÷ 10).

Escore do esporte = o produto dos códigos para intensidade, horas por semana e meses por ano para cada atividade somada entre todas as atividades.

Escore para as atividades de tempo de lazer = calculados similarmente aos escores do esporte.

Nota: desde que os escores do questionário não têm unidades inerentes (por exemplo, kcal/min., etc.), eles são designados a ser divididos dentro de quantias para propostas de classificação geral dentro da amostra dos quais os dados foram obtidos.

## EXEMPLO

Escore do lar: A soma dos valores das respostas das 10 primeiras questões. Se as respostas de uma pessoa são como segue (número da questão: valor da resposta): 1:2, 2:2, 3:2, 4:3, 5:1, 6:3, 7:1, 8:1, 9:1, 10:1, a soma dos valores das respostas seria  $2+2+2+3+1+3+1+1+1+1 = 17$ . Os escores do lar seriam então  $17 \div 10$ , ou 1,7.

Escore do esporte (ver tabela de códigos)

Boliche

Intensidade: o código é 0.890 (do n. 6: em pé, movimentos corporais e andar)

Horas por semana: 1-2 h/semana. Isto seria codificado como 1.5.

Meses por ano: 6 meses/ano. Isto seria codificado como 0.42.

Natação

Intensidade: o código é 1.890.

Horas por semana: 2-3 h/sem. Isto seria codificado como 2.5.

Meses por ano: 10 meses/ano. Isto seria codificado como 0.92.

Escore do esporte:  $(0.89 \times 1.5 \times 0.42) + (1.89 \times 2.5 \times 0.92) = 0.561 + 4.347 = 4.91$

Escore do lazer

Nota: este escore é calculado da mesma forma do escore do esporte, usando os mesmos códigos para intensidade e duração.

Fazer tricô

Intensidade: o código é 0.297 (do número 2: sentado, movimentos de mãos ou braços).



Horas por semana: 10h/sem. Este seria codificado como 8.5.

Meses por ano: 12 mês/ano. Isto seria codificado como 0.92.

Escore do lazer =  $0.297 \times 8.50 \times 0.92 = 2.32$

Escore do questionário = escore do lar + escore do esporte + escore do lazer = 1.70

+ 4.91 + 2.32 = 8.93

### Códigos para o questionário

#### Código de intensidade

0: deitado, sem carga	0.028
1: sentado, sem carga	0.146
2: sentado, com movimentos de mãos e braços	0.297
3: Sentado, com movimentos corporais	0.703
4: Em pé sem carga	0.174
5: Em pé com movimentos de mãos e braços	0.307
6: Em pé, com movimentos corporais, caminhando	0.890
7: Caminhando, com movimentos corporais	1.368
8: Caminhando, movimentos corporais, pedalar, nadar	1.890

#### Horas por semana

1: Menos que 1h/sem	0.5
2: 1 - < 2h/sem	1.5
3: 2 < 3h/sem	2.5
4: 3- <4/sem	3.5
5: 4 - <5h/sem	4.5
6: 5 - <6h/sem	5.5
7: 6 - <7h/sem	6.5
8: 7 -< 8h/sem	7.5